

**EXPERIMENTELLE UND KLINISCHE
ELEKTROPHYSIKALISCHE UNTERSUCHUNGEN
AN METALLIMPLANTATEN**

Franz Wassermann

1974



Digitized by the Internet Archive
in 2026

https://archive.org/details/IA41551924_0036

AUS DER CHIRURGISCHEN KLINIK DER UNIVERSITÄT MÜNCHEN

Direktor: Professor Dr. G. Heberer

EXPERIMENTELLE UND KLINISCHE
ELEKTROPHYSIKALISCHE UNTERSUCHUNGEN AN METALLIMPLANTATEN

Inaugural - Dissertation

zur Erlangung der Doktorwürde in der gesamten Medizin
verfaßt und einer Hohen Medizinischen Fakultät
der Ludwig-Maximilians-Universität zu München

vorgelegt von

Franz Wassermann

aus

München

München 1974



Gedruckt mit Genehmigung der Medizinischen Fakultät
der Universität München

Berichterstatter: Priv. Doz. Dr. R. Bedacht

Mitberichterstatter: Professor Dr. G. Heberer

Dekan: Professor Dr. W. Spann

Tag der mündlichen Prüfung: 5. November 1974

1. Die deutsche Sprache

2. Die deutsche Grammatik

3. Die deutsche Orthographie

4. Die deutsche Grammatik

- a. Die deutsche Grammatik
- b. Die deutsche Grammatik
- c. Die deutsche Grammatik

5. Die deutsche Grammatik

6. Die deutsche Grammatik

- a. Die deutsche Grammatik
- b. Die deutsche Grammatik
- c. Die deutsche Grammatik
- d. Die deutsche Grammatik
- e. Die deutsche Grammatik
- f. Die deutsche Grammatik
- g. Die deutsche Grammatik

7. Die deutsche Grammatik

8. Die deutsche Grammatik

9. Die deutsche Grammatik

Meiner Mutter !

10. Die deutsche Grammatik

11. Die deutsche Grammatik

- a. Die deutsche Grammatik
- b. Die deutsche Grammatik
- c. Die deutsche Grammatik
- d. Die deutsche Grammatik
- e. Die deutsche Grammatik
- f. Die deutsche Grammatik
- g. Die deutsche Grammatik

12. Die deutsche Grammatik

- a. Die deutsche Grammatik
- b. Die deutsche Grammatik
- c. Die deutsche Grammatik
- d. Die deutsche Grammatik

13. Die deutsche Grammatik

- a. Die deutsche Grammatik
- b. Die deutsche Grammatik
- c. Die deutsche Grammatik
- d. Die deutsche Grammatik
- e. Die deutsche Grammatik

INHALTSVERZEICHNIS

Einleitung	5
<u>A) ALLGEMEINER TEIL</u>	
I. Die Meßinstrumente	6
1. Voltmeter	
2. Amperemeter	
3. Ohmmeter	
II. Die Elektroden	7
III. Physikalische Grundlagen	8
1. Das Voltmeter	
2. Das Amperemeter	
3. Das Ohmmeter	
4. Die Wasserstoffnormalelektrode, das Normalpotential, die elektrochemische Spannungsreihe	
5. Die Faradaysche Zahl	
6. Grundlagen des Magnetismus	
IV. Zusammensetzung der verwendeten Materialien	17
V. Spannungsmessungen anderer Autoren	19
VI. Verzeichnis der verwendeten physikal. Abkürzungen	21
<u>B) SPEZIELLER TEIL</u>	
I. In-vitro-Untersuchungen	22
1. Potentialmessungen zwischen gleichen, neuen und zwischen gleichen, gebrauchten AO-Materialien	
a) Problemstellung	
b) Material und Methode	
c) Meßergebnisse der neuen Materialien	
d) Meßergebnisse der gebrauchten Materialien	
e) Diskussion der Ergebnisse	
2. Potential-Zeit-Messung von V4A und Vitallium	25
a) Problemstellung	
b) Material und Methode	
c) Ergebnisse	
d) Diskussion der Ergebnisse	
3. Magnetische Untersuchungen verschiedener AO-Materialien und Flüssigkeiten	29
a) Problemstellung	
b) Material und Methode	
c) Meßergebnisse	
d) Diskussion der Meßergebnisse und der Problemstellung	

II. Untersuchungen an Patienten und Tieren

1. Untersuchungen an Patienten	37
a) Problemstellung	
b) Material und Methode	
c) Ergebnisse	
c1) Einzelmeßwerte	
c2) Statistische Mittelwerte	
c3) Gaußverteilung der Einzelwerte von U,I,R	
c4) Verlauf der Stromkurve	
c5) Alters- und Geschlechtsverteilung der untersuchten Patienten	
d) Diskussion der Ergebnisse	
2. Untersuchungen an Tieren	59
a) Problemstellung	
b) Material und Methode	
c) Ergebnisse	
c1) Einzelmeßwerte	
c2) Statistische Mittelwerte	
d) Diskussion der Ergebnisse	
Tabellarische Zusammenfassung der in-vitro-Untersuchungen	
1. Spannungsänderungen	69
2. Stromänderungen	70
3. Widerstandsänderungen	70
C) Metallose	71
Das Tibialis-anterior-Syndrom	
D) Kurze Zusammenfassung	75
Literaturverzeichnis	78
Lebenslauf	82

Einleitung

Das gehäufte Auftreten von Knochenbrüchen - bedingt durch ein ständiges Zunehmen der Unfallverletzungen - machte neue Techniken der Frakturversorgung erforderlich, die eine gute Heilung und schnellere Wiederherstellung der Frakturen versprechen. So wurde in den letzten Jahrzehnten das Verfahren der Restitution durch korrosionsbeständige Monometalle und Legierungen allgemein eingeführt.

Allerdings ist bei einem solchen Vorgehen, bei dem derart körperfremde Substanzen eingebracht werden, mit mehr oder weniger starken Nebenwirkungen zu rechnen. Abgesehen von der Möglichkeit, daß Allenthalben vor der knöchernen Heilung abbrechen und so zu erneuten Knochenbrüchen führen können, treten auch Unverträglichkeitsreaktionen auf, deren Ursache im elektrischen und magnetischen Verhalten der Implantate zu sehen sein könnte.

Mit vorliegender Arbeit sollen die zwischen gleichen und verschiedenen Metallimplantaten auftretenden elektrischen Spannungen nachgewiesen werden.

Weiter wird versucht zu klären, inwieweit diese Materialien magnetische Eigenschaften zeigen, denen, ebenso wie den elektrischen Spannungen, Nebenwirkungen zuzuschreiben sind.

A) ALLGEMEINER TEIL

I. Die Meßinstrumente

Verwendet wurden ein amerikanisches Gerät der Firma Hewlett Packard Company, Palo Alto, Californien, vom Typ 425 A, "Microvolt-Ammeter" und ein "Multizett" der Firma Siemens AG.

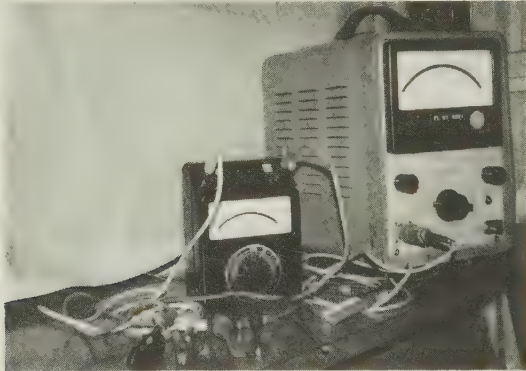


Abb. 1: Strom- und Spannungsmeßgerät,
Widerstandsmessgerät links,
Elektroden im Vordergrund.

1. Voltmeter

Das Gerät ist ein Gleichstrom-Röhrenvoltmeter mit einem Meßbereich von 0,1 Microvolt (μV) bis 1 Volt in 11 Stufen (1, 3, 10) umschaltbar. Die Anzeigegenauigkeit ist kleiner als $\pm 2\%$, wenn die Netzfrequenz um weniger als 5 Hertz/sec. schwankt, andernfalls liegt die Genauigkeit bei $\pm 3\%$. Der Eingangswiderstand liegt bei 1 Megohm (10^6 Ohm) $\pm 3\%$.

2. Amperemeter

Das Amperemeter ist bereits in diesem Voltmeter eingebaut und ist durch Umschalten des rechten oberen Knopfes (s. Abb.1) herstellbar. Sein Bereich reicht von 10^{-12} Ampere ($1 \mu\text{A}$) bis 3 Milliampere (mA). Die Genauigkeit bewegt sich ebenfalls in den oben angegebenen Grenzen. Durch die Doppelskala läßt sich Polung einer Stromquelle direkt am Gerät ablesen.

3. Ohmmeter

Der Ohmmeter ist ein Gleichstromgerät mit 1,5-Volt-Batterie. Der Widerstandsmeßbereich reicht von Null bis Unendlich. Gut abzulesen ist der Bereich zwischen 10 Ohm und 100 Kilo-ohm ($k\Omega$). Der Meßstrom beträgt beim Vollausschlag bei ca. 1 Ohm 1 mA, bei 100 $k\Omega$ fließen ca. 10^{-8} Ampere.

II. Die Elektroden

Die Elektroden wurden von der Firma Hirschmann, Eßlingen/Neckar, hergestellt. Die verwendeten Typen waren: die Abgreifklemme Ak 2, die Prüfspitze Prüf 2 und die Klemmprüfspitzen Kleps 20 und Kleps 40. Abb. 2 zeigt die verschiedenen Typen im Schema.

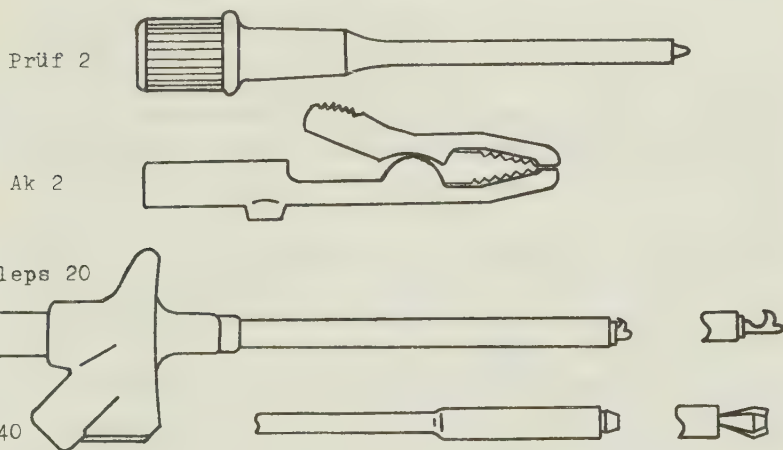


Abb. 2: Elektroden

Der Typ Prüf 2 wurde zum Abgreifen der Spannung an Metallen der Mundhöhle und bei Operationen an Allenthesen benutzt. Ak 2 diente zum Abgreifen an größeren Teilen, wie Bügeln bei Extensionsen, wenn der Extensionsdraht nicht mehr zu erreichen war. Mit den Typen Kleps 20 und Kleps 40 konnten noch kleine, aus der Haut ragende Drahtstücke, wie sie z.B. in der Hanchirurgie vorkommen, erfaßt werden.

III. Physikalische Grundlagen

1. Das Voltmeter

Die Genauigkeit der Spannungsmeßung kleiner und schwacher Elemente wird durch den Strom-Eigen-Verbrauch des Meßinstrumentes bestimmt. Für den Zeigerausschlag wird Energie benötigt, die aus der zu messenden Stromquelle stammt. Dieser Energiefluß (Stromfluß) hat einen mehr oder weniger starken Spannungsabfall zur Folge, wodurch ein niedriger Meßwert resultiert. Der Spannungsabfall ist umso stärker, je mehr Energie das Meßinstrument benötigt, bzw., je weniger Strom abzugeben die Stromquelle in der Lage ist. Damit ein Meßinstrument die zu messende Spannungsquelle möglichst nicht belastet, muß ein hoher Widerstand in das Instrument eingebaut werden (etwa 10^6 Ohm), der den Stromfluß und damit eine Belastung der Spannungsquelle begrenzt.

Diese Maßnahme hätte einen so geringen Stromfluß zur Folge (10^{-6} A bei 1 V), daß mit dieser Energie kein Instrument betrieben werden könnte, würde nicht dieser Strom durch elektrische Röhren verstärkt. Diese Methode der Spannungsmessung ist besonders vorteilhaft und genau bei schwachen Spannungsquellen und führt zu guter Reproduzierbarkeit der gemessenen Werte.

Eine zweite Methode der Spannungsmessung ist die der Kompensation. Bei diesem Verfahren wird eine Spannungsquelle bekannter Größe mit der zu messenden mit Hilfe eines Nullinstrumentes verglichen.

Bei dieser Methode fließt während des Spannungsausgleiches Strom aus der Spannungsquelle mit der höheren Spannung in die mit der niedrigeren Spannung. Das bedeutet für die zu messende Spannungsquelle ein kurzes Entladen oder aber Aufladen. Daraus ergibt sich, daß der gemessene Wert zu niedrig oder zu hoch bestimmt wird.

RHEINWALD (24) konnte mit einem Röhrenvoltmeter zwei Zahnfüllungen reproduzierbar mit 265 mV bestimmen, während sich nach der Kompensationsmethode Werte zwischen 215 mV und 310 mV ergaben. Die wiederholte Eichung der Vergleichs-Spannungsquelle ist ein weiterer Nachteil und sicher mit ein Grund, daß dieses Verfahren nur noch selten angewendet wird.

2. Das Amperemeter

Die Strommessung wird bei kleinen Strömen (etwa 0,1 mA) wegen der für den Zeigerausschlag benötigten Energie problematisch, kann der von der Stromquelle abgegebene Strom nicht mit Röhren verstärkt werden. Auf diese Weise läßt sich der Meßbereich ohne große Schwierigkeiten um acht Zehnerpotenzen erweitern. Ein derartiges Meßinstrument war für die vorliegenden Messungen notwendig, weil die unter 1 Volt liegenden Spannungen aufgrund der relativ kleinen Oberfläche der Implantate nur sehr kleine Ströme abzugeben imstande waren.

(Bei Batterien werden die Oberflächen der Elektroden durch Pulverisierung enorm vergrößert. Obwohl die Spannung bei Metallimplantaten nur 1/30 bis 1/10 der einer Autobatterie beträgt, ist eine Autobatterie imstande einen 100 millionenfach stärkeren Strom abzugeben.)

3. Das Ohmmeter

Bei der Widerstandsmessung, die nach dem Prinzip der Wheatstoneschen Brücke erfolgt, unterscheidet man zwei Methoden:

1. Die Messung mit Wechselstrom
2. Die Messung mit Gleichstrom

Die Messung mit Wechselstrom bietet gegenüber der mit Gleichstrom gewisse Vorteile:

An Metall-Elektrolytgrenzen treten keine Polarisierungen auf, die den Meßwert erhöhen können. Die Gefahr der Elektrolyse wird herabgesetzt, was bei biologischen Messungen erwünscht ist.

Nachteile liegen im größeren, vom Stromnetz abhängigen, Instrument und in der Auslösung von Schmerzimpulsen bei der Messung an Zahnplomben, ist die Frequenz der Meßspannung nicht mindestens 1000 Hertz/sec. (Die Schmerzauslösung unterbleibt bei Wechselstrom, ist die Frequenz größer als die Repolarisationszeit der Nervenfaser.)

Auch Gleichstrom löst Schmerzen aus, wird die Kathode (-) auf die Zahnfüllung aufgesetzt. Wird die Anode aufgesetzt und die Kathode an die Allenthesse angeschlossen unterbleibt die Schmerzauslösung.

Aus diesem Grund konnte für die vorliegenden Messungen ein Gleichstrom-Meßinstrument mit 1,5-Volt-Batterie benutzt werden.

4. Die Wasserstoffnormalelektrode, das Normalpotential, die elektrochemische Spannungsreihe

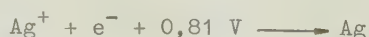
Jedes metallische Element und jede Legierung hat, wenn es in die wässrige Lösung eines Salzes getaucht wird, das Bestreben, entweder in Lösung zugehen, oder sich aus dieser abzuscheiden. Dieses Bestreben läßt sich mit einem Spannungsmeßinstrument und einem entsprechenden Bezugssystem bestimmen - der sog. Wasserstoffnormalelektrode:

Hierbei handelt es sich um eine Platinelektrode, die bei 25° C in eine 1-normale Wasserstoffionenlösung (Säure) taucht und von molekularem Wasserstoffgas umspült wird. Die zu messenden Metalle befinden sich ihrerseits bei 25° C in einer 1-molaren Salzlösung der eigenen Ionenart (z.B. taucht ein Zinkstab in eine 1-molare Zinksulfatlösung) und sind mit der Wasserstoff-Normalelektrode durch ein Diaphragma verbunden. Der dabei gemessene Spannungswert ist das Normalpotential des betreffenden Elementes. Bei Zink in Zinksulfat mißt man z.B. -0,76 Volt. Dieses Element zeigt das Bestreben in Lösung zu gehen, indem es zwei Elektronen zurückläßt um sich dadurch negativ aufzuladen.



Werden bei dieser Methode negative Spannungswerte gemessen, wie es bei Zink der Fall ist, spricht man von unedlen Elementen.

Sogenannte edle Elemente (wie z.B. Silber, Kupfer, Gold und Platin) verhalten sich gegenüber dieser Bezugselektrode umgekehrt. Nachdem diese Elemente eine höhere Abscheidetension besitzen, zeigen sie ein positives Potential. Als Beispiel sei hier Silber mit +0,81 Volt angeführt. Die Richtung der chemischen Reaktion ist umgekehrt wie bei Zink und ist wie folgt zu Formulieren:



Faßt man von allen Metallen diese Werte in einer Tabelle

zusammen und ordnet sie nach deren Größe und Vorzeichen, erhält man die elektrochemische Spannungsreihe. In folgender Tabelle sind die Werte für die wichtigsten Elemente, wie sie in Osteosynthese-Verfahren Verwendung finden, bzw. wie sie im menschlichen Körper vorkommen, enthalten.

Ca / Ca ⁺⁺	-2,87 Volt
Mg / Mg ⁺⁺	-2,37
Ti / Ti ⁺⁺	-1,75
Mn / Mn ⁺⁺	-1,18
Zn / Zn ⁺⁺	-0,76
Cr / Cr ⁺³	-0,74
Ta / Ta ⁺⁵	-0,71
Cr / Cr ⁺⁺	-0,56
Fe / Fe ⁺⁺	-0,44
Co / Co ⁺⁺	-0,28
Ni / Ni ⁺⁺	-0,25
W / W ⁺⁴	-0,12
W / W ⁺⁶	-0,09
H ₂ / 2H ⁺	±0,00
Mo / Mo ⁺⁶	+0,0
Cu / Cu ⁺⁺	+0,35
Ag / Ag ⁺	+0,81
Ti ⁺³ /Ti ⁺⁺	+0,59
Au / Au ⁺³	+1,5

Tab. 1: elektrochemische Spannungsreihe wichtiger Elemente

Aufgrund der Werte für Tantal und Titan wäre nicht zu erwarten, daß sich diese Elemente für Osteosynthesezwecke eignen würden. Diese beiden Metalle scheinen sich durch eine sich leicht bildende Passivschicht, sicherlich ein Oxyd, vor Zersetzung schützen zu können.

Derartige Schutzschichten sind ebenfalls bei den Legierungen V4A und Vitallium notwendig um sich vor Korrosion zu schützen. Aus diesem Grund unterscheidet man bei diesen Legierungen zwei Potentiale: das des passivierten und das des aktivierten, seiner Schutzschicht beraubten, Metalls. Nachdem V4A bzw. Vitallium aus 8 bzw. 7 Elementen zusammengesetzt sind, werden

diese nicht in ihren eigenen Salzlösungen gemessen, sondern in Wasser oder in chloridhaltigen Lösungen. Für Vitallium konnten weder vom deutschen noch vom amerikanischen Hersteller Werte erfahren werden; auch in der Literatur fanden sich keine Hinweise, während für V4A lediglich Werte, in Meerwasser und gegen eine Kalomelelektrode (9) gemessen, gefunden wurden. Die in folgender Tabelle aufgeführten Werte beziehen sich auf eigene Untersuchungen, durchgeführt in einer 1-molaren Salzsäurelösung (= 3,6%) und gegen eine Wasserstoffnormalelektrode bestimmt (näheres hierzu s. S. 25).

V4A passiviert	+0,46 Volt	nach Literatur:	+0,07 Volt
aktiviert	-0,01		-0,45
Vitallium pass.	+0,40 Volt	(in Meerwasser, Kalomelekt.)	
akt.	+0,21		-

Tab. 2: Potentiale von V4A und Vitallium

5. Die Faradaysche Zahl

Michael Faraday fand im Jahre 1831, daß die Masse M , des bei der Elektrolyse an einer Elektrode abgeschiedenen Stoffes, der Stromstärke I und der Zeit t des Stromdurchganges, also der von den Ionen beförderten Ladung, proportional ist:

$$M = k \cdot I \cdot t$$

k , der Proportionalitäts-Faktor oder das elektrochemische Äquivalent ist für jeden Elektrolyten, bzw. für jedes Element charakteristisch und ist der Quotient aus dem Äquivalentgewicht in Gramm (Atomgewicht durch Wertigkeit) und der Faradayschen Zahl F :

$$k = \frac{\text{Atomgewicht}}{\text{Wertigkeit} \cdot F} \quad \frac{g}{As}$$

$$F = 96522 \text{ As bzw Cb (Coulomb)}$$

Die Faradaysche Zahl besagt, daß in 96522 As (Amperesekunden) das Äquivalentgewicht eines Stoffes bzw. Elementes in Gramm abgeschieden oder gelöst werden.

Auf diese Weise läßt sich berechnen, in welchem Zeitraum ein Metallimplantat bei einem bestimmten Stromfluß aufgelöst wird.

Als Beispiel sei hier ein Stromfluß von 10^{-7} A ($0,1 \mu\text{A}$) angenommen, der zwischen einer $0,5$ g schweren Amalgamplombe und einem Osteosynthesen-Metall fließt. Entsprechend den später folgenden Messungen muß angenommen werden, daß sich das Amalgam schneller zersetzt, nachdem dieses Material Kathode ist. Um das Rechenbeispiel zu vereinfachen wird angenommen, daß das Amalgam zu je 50% aus Silber und Quecksilber besteht (genaue Zusammensetzung s. S. 17). Daraus ergibt sich ein mittleres Atomgewicht von 154 ($\text{Ag}/2 + \text{Hg}/2$). Die Wertigkeit kann mit 1 vorausgesetzt werden. Diese Werte ergeben, in obige Formeln eingesetzt, eine Auflösezeit von ziemlich genau 100 Jahren.

$$t = \frac{M \cdot F}{I \cdot \text{AG}} \quad (\text{sec}) = \frac{0,5 \cdot 96522}{10^{-7} \cdot 154}$$

Der Stromfluß hat den größten Einfluß auf das Endergebnis, denn bei einem Wert von $2,3 \mu\text{A}$, wie er als Mittelwert zwischen Amalgam/V4A an Patienten ermittelt wurde, sinkt die Auflösezeit obiger Plombe bereits auf etwa $4,5$ Jahre ab, wenn beide Metalle in leitender Verbindung miteinander stehen.

6. Grundlagen des Magnetismus

Während der Ferromagnetismus seit Jahrhunderten bekannt ist, wurden Para- und Diamagnetismus erst im Jahre 1845 von M. Faraday entdeckt.

Diamagnetismus - Paramagnetismus - Ferromagnetismus

Jedes Materiestück erhält im magnetischen Feld ein magnetisches Moment oder es wird polarisiert, wobei das Gesetz gilt:

$$\frac{\text{magnet. Moment des Volumens}}{\text{Volumen}} = \text{Magnetisierung } M \text{ (Gauß)}$$

Das zwischen den Polen eines Magneten herrschende Feld H ist in der Regel der Magnetisierung M eines Stoffes proportional.

$$M \sim H$$

$$M = \chi \cdot H$$

Der Proportionalitätsfaktor χ (kappa), die magnetische Suszeptibilität, ist ein Maß für die Art der Magnetisierung

und somit der Richtung der Polarisierung des betreffenden Stoffes, von der man drei Arten unterscheidet:

- a) Diamagnetische Stoffe werden aus einem Magnetfeld abgestoßen und somit in Richtung abnehmender Feldstärke bewegt. Die Magnetisierung M ist der herrschenden Feldstärke H proportional, aber entgegengerichtet, d.h. χ ist negativ und somit kleiner als Null.
Die Permeabilität μ , ein ähnlicher Proportionalitätsfaktor wie χ , ist kleiner 1, da: $\mu = 1 + \chi$
- b) Bei paramagnetischen Stoffen ist M proportional H und gleichgerichtet. Solche Stoffe werden von Magneten angezogen, d.h. in Richtung zunehmender Feldstärke bewegt.
 χ ist positiv, größer als Null und konstant.
 μ ist größer 1
- c) Bei ferromagnetischen Stoffen ist die Magnetisierung der Feldstärke, wie bei paramagnetischen Stoffen, gleichgerichtet, jedoch sehr viel größer und temperaturabhängig.
 χ und μ sind nicht mehr konstant, sondern eine Funktion der Feldstärke H .

Folgende Tabelle zeigt eine Zusammenfassung der drei magnetischen Eigenschaften.

	Diamagn.	Paramagn.	Ferromagn.
Ursache	Atombau bzw. Elektronenspin	Atombau bzw. Elektronenspin	Kristallaufbau
Temperaturabhängigkeit	keine	keine	vorhanden
Suszeptibilität.	$\chi < 0$	$\chi > 0$	$\chi \gg 0$
Permeabilität	$\mu < 1$	$\mu > 1$	$\mu \gg 1$
Sättigungsmagnetismus pro cc _m cgs E bei 20°C			Fe 1714 Co 1422 Ni 484

Tab. 3: Zusammenfassung der magnetischen Eigenschaften

Eine andere wichtige Größe ist die bereits erwähnte Permeabilität μ . Sie ist die Zahl, die angibt, um wieviel das ursprüngliche Feld in Luft B_0 , durch das Einbringen des betreffenden Körpers, verändert wird B.

$$\mu = \frac{B}{B_0} \quad \frac{\text{magn. Induktion mit Materialkern}}{\text{magn. Induktion ohne Materialkern}}$$

Diese Gleichung zeigt, ob die Feldlinien durch einen sich im homogenen Magnetfeld befindlichen Körper verdichtet oder nach außen abgedrängt werden; siehe hierzu folgendes Schema:



Abb.3: homogenes
M.-Feld in Luft

diamagn. Körper
im hom. M.-Feld

para- od. ferro-
magn. Körper i. M.F.

Durch die Permeabilität läßt sich eine weitere Beziehung zwischen der magnetischen Induktion B und dem magnetischen Feld H herstellen:

$$B \text{ (Gauß)} = \mu \cdot H \text{ (Oersted)}$$

Daraus ergibt sich bei Stoffen mit kleiner Permeabilität (um 1 bei V4A), daß die magnetische Induktion dem magnetischen Feld gleichkommt:

$$\text{Gauß} \triangleq \text{Oersted}$$

Diese Beziehung ist notwendig für das Verständnis der auf Seite 34 folgenden technischen Definition der Magnetisierbarkeit eines Stoffes.

Aufgrund der Größe der Permeabilität eines Stoffes läßt sich voraussagen, ob dieser von einem Magneten angezogen und in dessen Nähe festgehalten, oder ob er abgestoßen wird.

Folgende Tabelle gibt die magnetischen Eigenschaften für alle Stoffe wieder, wie sie in AO-Materialien oder im menschlichen Körper vorkommen, oder wie sie sich im Körper finden lassen, wenn sie aus den AO-Implantaten herausgelöst werden, d.h. in Ionenform übergehen, um sich mit Anionen wie Chlorid, Sulfat, Sauerstoff, Bikarbonat und mit Eiweiß zu verbinden.

Beispiele für χ von Legierungen, Elementen und Verbindungen:
in cgs-Einheiten $\cdot 10^{-6}$

Au	-34	FeCl ₂	+14750	NiCl ₂	+6145
Ag	-24	FeCl ₂ ·4H ₂ O	+12900	NiSO ₄	+4005
C (Graphit)	-6	FeCl ₃	+13450	NiCl ₂ ·6H ₂ O	+4240
Ca	+40	FeCl ₃ ·6H ₂ O	+15250	O ₂ gasf.	+3449
CaCl ₂	-55	FeSO ₄ ·7H ₂ O	+11200	Sb	-99
CoCl ₂	+12660	H ₂ O	-13	SbCl ₃	-87
CoCl ₂ ·6H ₂ O	+9710	H ₃ PO ₄	-44	Sb ₂ O ₃	-69
CoO	+4900	KCl	-39	Si	-4
Co ₃ (PO ₄) ₂	+28110	K ₂ CO ₃	-59	Si(OH) ₄	-43
CoSO ₄	+10000	NaCl	-30	Ta	+154
Cr	+180	Na ₂ CO ₃	-41	TaCl ₅	+140
CrCl ₂	+7230	Mg	+13	Ti	+153
CrCl ₃	+6890	MgCl ₂	-47	TiCl ₂	+570
Cr ₂ O ₃	+1960	MgSO ₄	-50	W	+59
Cr ₂ (SO ₄) ₃	+11800	Mg ₃ (PO ₄) ₂ ·4H ₂ O	-167	WCl ₂	-25
Cr ₂ (SO ₄) ₃ ·14H ₂ O	+12160	Mn alpha	+529	WCl ₅	+387
CrSO ₄ ·6H ₂ O	+9690	Mn beta	+483	WCl ₆	-71
Cu	-6	MnCl ₂ ·4H ₂ O	+14600	H ₂ WO ₄	-28
CuCl ₂ ·2H ₂ O	+1420	MnSO ₄ ·5H ₂ O	+14700	Zn	-11
Cu(OH) ₂	+1170	Mo	+89	ZnCl ₂	-65
CuSO ₄	+1330	MoCl ₃	+43	V4A	+10000 und mehr
CuSO ₄ ·5H ₂ O	+1460	MoCl ₄	+1750	Vitallium	ca+4000
		MoCl ₅	+990		

Tab. 4: Beispiele für Suszeptibilitäten von Elementen, Verbindungen und Legierungen, die bei der Osteosynthese von Bedeutung sind.

Nachdem verschiedene Metalle, vorwiegend solche der Neben-
gruppen im Periodensystem, mehrere Oxidationsstufen eingehen
können, wurde für die Tabelle die Verbindung mit der nied-
rigsten bzw. der stabilsten Oxidationsstufe angeführt. Alle
Werte wurden für die Verbindungen aufgeführt, bei denen die
verschiedenen Oxidationsstufen stark abweichen.

Interessant erscheint, daß alle ferromagnetischen Stoffe (Fe, Co, Ni) auch in ihrer Ionenform sehr hohe paramagnetische Werte zeigen. Bei den Elementen Chrom und Mangan steigen die Werte um die Faktoren 40 und 30 an, wenn sie oxidiert werden. Molybdän zeigt mit der Oxidationsstufe 4 seinen höchsten paramagnetischen Wert. Kupfer zeigt in atomarem Zustand schwach diamagnetisches Verhalten und steigt um den Faktor 200 an, wenn es nach Oxidation paramagnetisch wird. Die Elemente Tantal, Titan und Wolfram ändern ihre kleinen Werte praktisch nicht, wenn sie in Ionenform übergehen.

Für Tab. 3 sei noch der Hinweis erlaubt, daß die Definition für den Sättigungsmagnetismus pro cm^3 Magnet gilt und ohne den Zusatz von 10^{-6} zu verstehen ist, wie etwa in Tab. 4. Die Werte in Tab. 4 sind dimensionslose Größen.

IV. Zusammensetzung der verwendeten Materialien

Bei den für die Osteosynthese verwendeten Materialien lassen sich folgende Unterscheidungen bezüglich der Zusammensetzung treffen:

1. Monometalle (Tantal)
2. Legierungen
 - a) austenitische Chrom-Nickel-Stähle (V4A^{R})
 - b) Kobalt-Chrom-Legierungen ($\text{Vitallium}^{\text{R}}$)

Bei V4A werden nach der Stahl-Einsatz-Liste (31) zwei Sorten, die für den menschlichen Gebrauch geeignet sind, mit den Werkstoffnummern 1.4401 und 1.4436, unterschieden.

Die DIN-Nummern sind x5CrNiMo 18 10 und x5CrNiMo 18 12.

Dabei bedeuten die Zahl 5 den Kohlenstoffgehalt in 1/100 % und die Zahlen 18 10 bzw. 18 12 die Gewichtsprozentanteile von Chrom und Nickel.

Folgende Tabelle gibt die genaue Zusammensetzungen der Legierungen wieder:

Stoff	max. Gewichts-%							
	C	Si	Mn	Cr	Mo	Ni	Co	Fe
1.4401	0,07	1,0	2,0	17,5	2,25	11,5	-	ca 66'
1.4436	0,07	1,0	2,0	17,5	2,75	13,0	-	ca 64
Vitalium								
	0,35	1,0	1,0	27-30	5-7	1,0	ca 61	0,75

Tab. 5: Zusammensetzung von V4A und Vitalium

Nach SCHUSTER (27-30) ist Chrom bei V4A für die 0,02 μ m dicke Passivschicht verantwortlich, die die Legierung erst korrosionsfest macht, aber nur so lange sie unbeschädigt ist. Für die Ausbildung einer stabilen Passivschicht sind mindestens 12 % Chrom in der Legierung notwendig. Das Element Nickel soll den austenitischen Bereich (unmagnetischer Stahl mit kubisch-flächenzentrierter Kristallstruktur) erweitern. Dabei soll der Nickelgehalt nicht unter 10 % liegen. Molybdän erhöht zusätzlich die Korrosionsbeständigkeit der Legierung, speziell gegen Chlorid und organische Säuren. Kohlenstoff festigt Chrom-Nickel-Stähle und steigert gleichzeitig die interkristalline Korrosion durch Bildung von Karbiden. Aus diesem Grund soll der Kohlenstoffgehalt nicht über 0,07 % liegen. Beim Vergleich dieser Prozentgehalte scheint Vitalium besser abzuschneiden, was auch die weiteren Untersuchungen zu bestätigen scheinen.

Bei Amalgam, wie es für in-vitro-Versuche, OP-Messungen und Tierversuche Verwendung fand, werden zwei Komponenten unterschieden, die vor Gebrauch zu gleichen Teilen gemischt werden:

1. Die Feilung
2. Quecksilber

Die Feilung setzt sich aus folgenden Elementen zusammen:

- 65% Silber
- 25% Zinn
- 6% Kupfer
- 4% Quecksilber

Das für die Untersuchungen verwendete Amalgam stammte aus der Universitätsklinik für Mund- und Kieferkrankheiten.

V. Spannungsmessungen anderer Autoren

SCHRIEVER und DIAMOND (26) geben neben ihren Untersuchungen eine Zusammenfassung der zwischen 1878 bis 1965 gemachten Veröffentlichungen über Potentiale und Ströme in der Mundhöhle.

Die älteren Arbeiten bis etwa 1933 beschreiben Nebenwirkungen, die durch Metallfüllungen in Zähnen verursacht wurden, besonders bei Verwendung verschiedener Füllungen.

Ihre eigenen Untersuchungen betrafen Potentialmessungen zwischen Amalgam / Amalgam, Gold / Amalgam und Gold / Gold die sie an 137 Patienten durchführten. Als Meßinstrument diente ein Spiegelgalvanometer. Die Messungen erfolgten zwischen nassen und getrockneten Zähnen; wobei sich kein Unterschied ergab. Ebenso konnte keine Beziehung zwischen pH-Wert des Speichels, Alter und Geschlecht des Patienten hergestellt werden. Die größten Stromwerte ergaben sich bei berührenden Füllungen. Die Größe der gemessenen Spannung und pathologische Veränderungen scheinen ebenfalls in Beziehung zu stehen. Wahrscheinlich spielt hier die Überempfindlichkeit gegen bestimmte Metallionen eine wichtige Rolle.

Folgende Tabelle zeigt das Ergebnis der Messungen:

Amalgam / Amalgam	152 mV
Gold / Amalgam	240 mV
Gold / Gold	80 mV

Tab. 6: Spannungswerte zwischen verschiedenen und gleichen zahnprothetischen Materialien

MARXKORS (19) führte umfangreiche Spannungsmessungen an Amalgam- und Goldfüllungen sowie an Cr-Co-Mo-Stahl durch. Als Meßinstrument verwendete er ein hochohmiges Röhrenvoltmeter. Die Bezugselektrode war vom Kalomeltyp. Die Messungen erfolgten zeitabhängig und in Abhängigkeit der Oberflächenbeschaffenheit. In unpoliertem Zustand war bei Amalgamplomben die Spannung um etwa 500 mV größer als in poliertem Zustand (-700 mV gegenüber -200 mV). Bei Goldplomben ließ sich der Unterschied nicht mehr so deutlich feststellen: bei den unpolierten Proben lagen die

Spannungswerte zwischen +30 und +100 mV, während sie sich bei den polierten Proben zwischen +60 und +100 mV bewegten, also einen kleineren Spannungsbereich umfaßten.

Die zeitabhängigen Messungen erbrachten bei Amalgam Initialwerte von rund -700 mV in unpoliertem Zustand; nach 1 Tag sank der Wert auf rund -100 mV und erreichte nach 15 Tagen stabile Werte von etwa -60 mV. Bei poliertem Amalgam lagen die Initialwerte bei -200 mV, fielen nach 1 Tag auf ca. -10 mV und erreichten nach 15 Tagen rund -85 mV als Endwert.

Gußgold zeigte dieses Phänomen praktisch nicht - lediglich Schwankungen um 5 - 30 %.

Die dem Vitallium ähnliche Cr-Co-Mo-Legierung zeigte unpoliert einen Initialwert von -650 mV, nach 15 Tagen etwa -30 mV; poliert -200 mV initial und nach 15 Tagen -60 mV. Die Initialwerte zeigen gleichzeitig die Unterschiede zwischen poliertem und unpoliertem Zustand.

Weiter stellte MARXKORS fest:

Jeder mechanische Insult der Plombe läßt Spannung und Stromfluß erneut ansteigen.

Das Potential der Plombe ist vom pH-Wert des Speichels unabhängig.

Der Potentialanstieg nach Anfrischung der Oberfläche erfolgt bei polierten Metallen schneller als bei unpolierten. Zwischen zwei verschieden aufgeladenen Füllungen fließt kein Strom, sofern sie sich nicht berühren.

Bei Füllungen mit metallischem Kontakt können Ströme von maximal 15 - 20 μ A zwischen diesen gemessen werden.

Gleichbleibende Dauerströme sind nicht nachweisbar.

Jeder Strom fällt nach einem augenblicklichen Höchstwert kontinuierlich ab.

RHEINWALD (24) hat ohne Bezugsselektrode die direkt zwischen gleichen und verschiedenen zahnprothetischen Materialien herrschenden Spannungen mit einem Röhrenvoltmeter gemessen, wobei er Werte zwischen 80 und 1100 mV vorfand. Mit dieser Methode wurden die tatsächlich zwischen Plomben auftretenden Potentialdifferenzen gemessen, während mit Bezugsselektroden nur relative Potentiale bestimmt werden.

RHEINWALD weist auf den Potentialunterschied hin, der an einer Plombe auftritt, nachdem diese nicht nur von Speichel benetzt wird, sondern auch mit dem Pulpaliquor in Verbindung steht.

BLICKLE (2) hat für seine Dissertation Spannungen zwischen Amalgam- und Goldfüllungen an 50 Patienten gemessen. Er ordnete die Werte nach "mit Beschwerden" und "ohne Beschwerden" und konnte dabei keine Unterschiede feststellen. Die Mittelwerte lagen (gegen ein Ag/AgCl-Elektrode gemessen) bei Amalgamfüllungen mit 289 mV um etwa das 2,5 fache höher als bei Gold, dessen Mittelwert mit 112 mV bestimmt wurde.

Mit BLICKLE haben RHEINWALD, HURTIG (11) und MASCHINSKI (20) festgestellt, daß die von den Patienten angegebenen Beschwerden nicht spannungsabhängig sind. Als pathologische Befunde wurden hauptsächlich Störungen der vegetativen und sensiblen Nerven (besonders im Trigeminusbereich) diagnostiziert; daneben Hauterscheinungen in der Mundhöhle, wie: Glossitis, Leukoplakie, chronische Gingivitis, Zungenbrennen und Zungenblasen. Auch chronische Gastritiden konnten nach Entfernung zahnprothetischer Materialien geheilt werden.

VI. Verzeichnis der verwendeten physikalischen Abkürzungen

Spannung U: V = Volt
 mV = Millivolt ($= 10^{-3}$ Volt)

Strom I : A = Ampere
 mA = Milliampere ($= 10^{-3}$ Ampere)
 μ A = Microampere ($= 10^{-6}$ Ampere)

Widerstand R: Ω = Ohm
 k Ω = Kiloohm ($= 10^3$ Ohm)

Magnetismus M: G = Gauß
 kG = Kilogauß
 μ = magnetische Permeabilität
 χ = magnetische Suszeptibilität

B) SPEZIELLER TEIL

I. In-vitro-Untersuchungen

1. Potentialdifferenzmessungen zwischen gleichen, neuen und zwischen gleichen, gebrauchten AO-Materialien

a) Problemstellung

Durch einfache Potentialdifferenzmessung zwischen gleichen, neuen und gleichen, bereits implantiert gewesenen AO-Materialien, soll gezeigt werden, ob sich zwischen diesen Metallen meßbare Werte ergeben, bzw. ob sich bei positivem Ergebnis die Summe der Potentialdifferenzen unterscheidet.

Bei guter Homogenität der Legierungen und fehlender Korrosion im Körper darf angenommen werden, daß sich alle Ergebnisse nur geringfügig oder garnicht unterscheiden. Im Idealfall ist zu erwarten, daß die Summe der Einzelwerte Null ergibt, der Spannungsmittelwert und die maximale Spannungsdifferenz zwischen dem größten positiven und dem größten negativen Wert, sehr kleine Beträge annehmen.

b) Material und Methode

In einer physiologischen Kochsalzlösung von 20° C wurden neun neue rush pins ($\varnothing$ 1,2 mm) gegen einen zehnten, ebenso acht neue Drahtumschlingungen ($\varnothing$ 0,7 mm) gegen eine neunte gemessen. Von den bereits gebrauchten Materialien wurden 16 Compactaschrauben ($\varnothing$ 2,5 mm, 1 10-16 mm) gegen eine 17. gemessen. Folgende Abbildung zeigt den Versuchsaufbau:

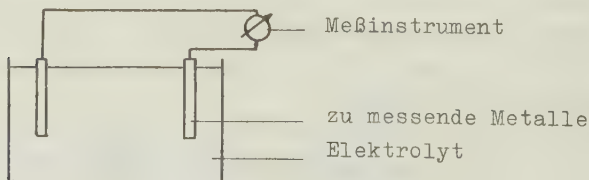


Abb. 4: Versuchsaufbau für Potentialdifferenzmessungen von Metallen

c) Meßergebnisse der neuen Materialien

rush pins		Drahtumschlingungen	
Mat.-Nr.	U (mV)	Mat.-Nr.	U (mV)
1	+12,5	1	- 9,0
2	+ 5,0	2	+ 8,2
3	-18,0	3	+ 1,2
4	+16,5	4	+ 2,3
5	- 1,5	5	+11,0
6	- 5,0	6	+13,5
7	-12,0	7	- 5,0
8	- 9,0	8	+ 3,8
9	-29,0		
Summe	-40,5 mV		+26,0 mV
Spannungsmittelwert	12,05mV		6,75mV
max. Potentialdiff.	45,5 mV		22,5 mV

Tab. 7: Potentialdifferenzen neuer
AO-Materialien in 0,9% NaCl

d) Meßergebnisse der gebrauchten Materialien

Compactaschrauben			
Mat.-Nr.	U (mV)	Mat.-Nr.	U (mV)
1	-80	9	-460
2	-40	10	0
3	-88	11	-130
4	-58	12	+ 6
5	-24	13	-360
6	+18	14	+ 60
7	- 8	15	+ 68
8	+14	16	+ 17
Summe	-1065 mV		
Spannungsmittelwert	89,43mV		
max. Potentialdiff.	528 mV		

Tab. 8: Potentialdifferenzen gebrauchter
AO-Materialien in 0,9% NaCl

e) Diskussion der Ergebnisse

Beim Vergleich von Summe, Spannungsmittelwert und maximaler Potentialdifferenz, der neuen mit den gebrauchten Materialien, fällt ein signifikanter Unterschied auf. In allen drei Größen schneiden die gebrauchten Teile am schlechtesten ab. Die nur 0,7 mm dicken Drahtumschlingungen zeigen die kleinsten Werte, was darauf hindeutet, daß die Art der Her-

stellung - das Drahtziehen - einen homogenisierenden Effekt auf die Legierung ausübt. Die hohen Werte der gebrauchten Compactaschrauben zeigen, daß die nur $0,002 \mu\text{m}$ dicke Passivschicht (27,29), die das Material gegen Korrosion schützen soll, durch den Vorgang der Implantation teilweise oder ganz zerstört wird. Dadurch wird das Material verstärkt der Lokalelementbildung und damit der Zersetzung ausgesetzt.

Zur Lokalelementbildung kommt es, wenn sich in einem flüssigen Medium zwei Metalle mit verschiedenen Potentialen und damit verschiedener Zusammensetzung und auch verschiedenen Härtegraden berühren. Letzteres läßt sich am einfachsten nachweisen.

In folgender Abbildung sieht man das Ausmaß der Inhomogenität eines AO-Plättchens: das Plättchen wurde solange mit einem Chrompoliermittel (Wenol-Chrom-polish[®]) behandelt, bis sich die härteren Kristallbezirke von den weicheren abhoben, weil sich diese schneller abschleifen ließen. Die härteren Bezirke sind in der Abbildung durch ein Polarisationsmikroskop als Erhebungen zu erkennen.

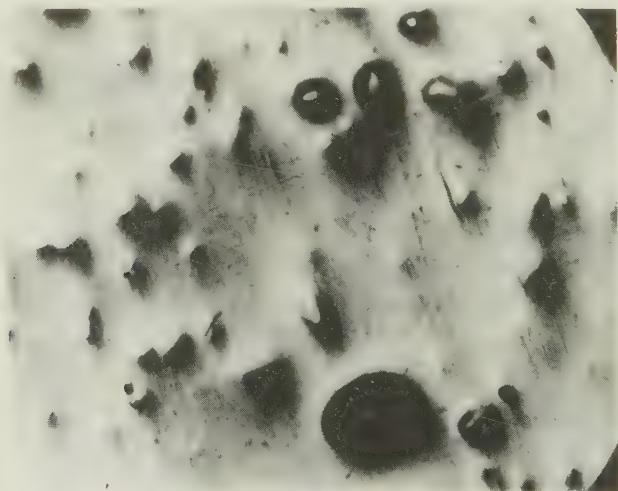


Abb.5: Durch Polieren sichtbar gemachte härtere Kristallbezirke in einem AO-Plättchen
256 fach

Die Folge eines Potentialunterschiedes besteht im Ausgleich der Ladungen, was bedeutet, daß der Kristallbezirk mit dem relativ unedleren Potential solange Elektronen an den mit dem edleren abgibt, bis er sich aufgelöst hat - eine Abgabe von Elektronen bedeutet für ein Metallatom, daß es Ionencharakter annimmt. Im Endeffekt resultiert ein Loch an der Oberfläche des Implantates. SCHUSTER (30) gelang der elektronenoptische Nachweis derartiger, durch Lokalelementbildung entstandener, Oberflächendefekte. Ebenso entstehen bevorzugt Ermüdungsbrüche entlang solcher Kristallgrenzen (27,28,29).

2. Potential-Zeit-Messung von V4A und Vitallium

a) Problemstellung

Als weiteres Kriterium eines Materials für seine Verwendbarkeit zu Osteosynthesezwecken gilt - neben dem Normalpotential - der Potential-Zeit-Verlauf. Es darf angenommen werden, daß sich mit zunehmender Korrosion eines Implantates auch sein Potential ändert.

HOAR und MEARS (9) geben grundsätzlich drei Möglichkeiten an, die in folgender Abbildung wiedergegeben sind:

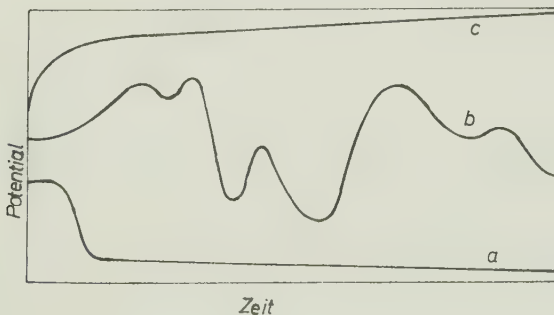


Abb. 6: Möglichkeiten des Potential-Zeit-Verlaufs
(nach HOAR und MEARS)

Kurve a in Abb. 6 gilt für ein Material, bei dem es kurze Zeit nach Einsetzen in den Elektrolyten zur Auflösung der Passivschicht kommt und damit zu allgemeiner Korrosion. Derartige Verhalten ist am Potentialabfall erkennbar.

Kurve b zeigt das Verhalten eines Stoffes, bei dem es aufgrund seiner Inhomogenität zu Lochfraß und Spaltkorrosion kommt, erkennbar an der Oszillation des Potentials. Im Verlauf scheint es zu vorübergehenden Bildungen von mehr oder weniger starken Passivschichten zu kommen, die sich im weiteren Verlauf wieder aufzulösen scheinen, je nachdem welches Gesamtpotential gerade resultiert.

Dagegen gibt Kurve c das Verhalten eines Stoffes wieder, bei dem die Passivschicht während der gesamten Prüfzeit intakt bleibt und sich sogar verstärkt oder verdichtet, was sich in einem Anstieg des Potentials äußert.

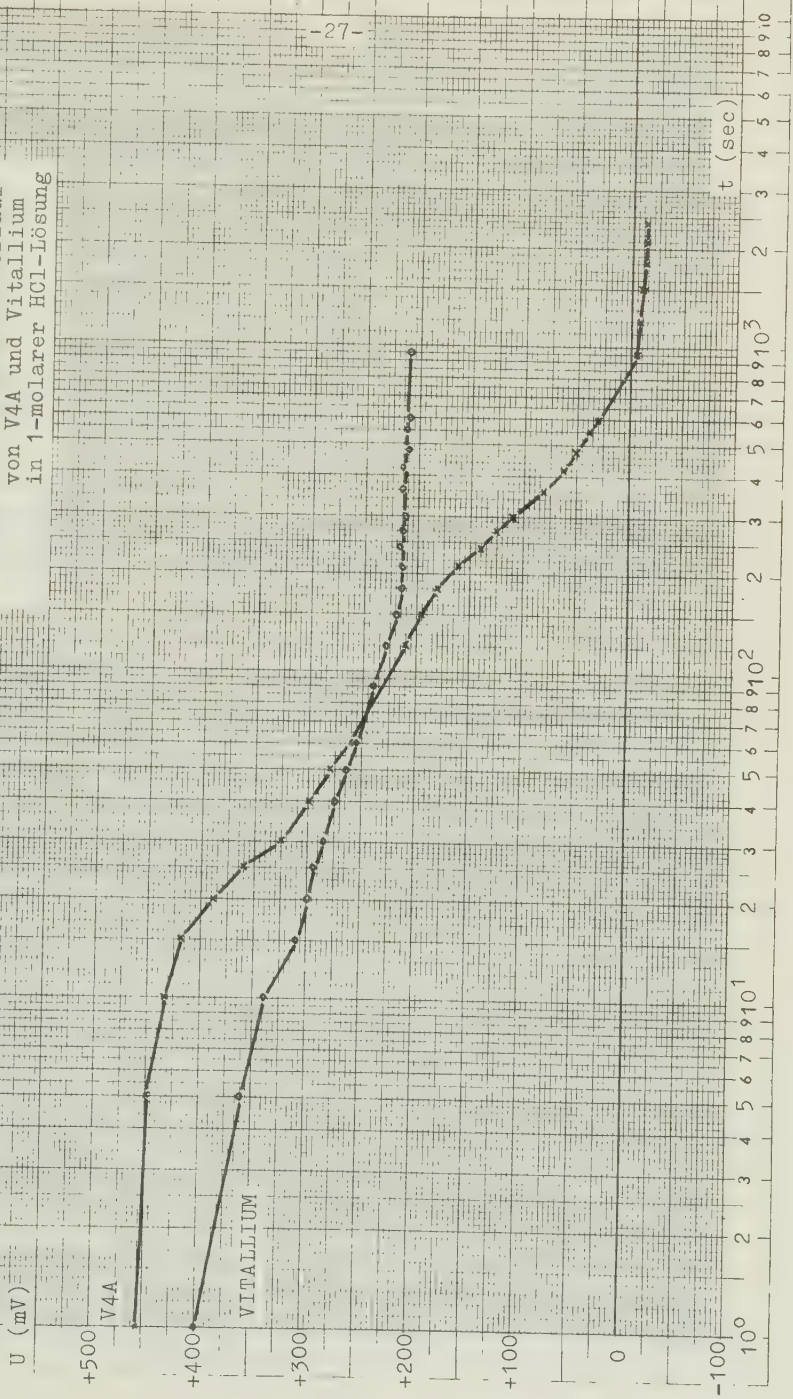
Nach HOAR und MEARS sind Elemente oder Legierungen für Anwendungszwecke - bei denen eine lange Beständigkeit erforderlich ist - nur dann geeignet, wenn sie dem Kurventyp c entsprechen.

Um den Versuchsbedingungen der beiden Autoren, die die Messungen in chloridhaltigen Elektrolyten durchführten, weitgehend zu entsprechen, wurden diese Untersuchungen in einer 1-molaren (3,5%) HCl-Lösung durchgeführt.

b) Material und Methode

Bei Zimmertemperatur wurden von je einem V4A- und einem Vitallium-Femurhalsnagel (Drei-Lamellennagel nach SMITH-PETERSEN) das Potential als Funktion der Zeit bestimmt. Als Elektrolyt diente eine 1-molare Salzsäure-Lösung und als Bezugssystem eine Platin-Wasserstoff-Normal-Elektrode. Die schon implantiert gewesenen Materialien wurden vor dem Meßvorgang in einer Seifenlösung entfettet. Der Versuch wurde jeweils beendet, nachdem die Meßwerte 15 Minuten lang nicht mehr weiter abfielen und um den Endwert um etwa 0,5 mV schwankten. Die logarithmische Unterteilung der Abszisse war nötig, um die lange Versuchsdauer auftragen zu können. Abbildung 7 zeigt die beiden erhaltenen Kurven.

Abb. 7: Potential-Zeit-Verlauf von V4A und Vitalium in 1-molarer HCl-Lösung



c) Ergebnisse

Beiden Kurven ist gemein, daß ihre Anfangspotentiale positiv sind. Bei V4A liegt es mit 455 mV um 55 mV höher als bei Vitallium.

Der weitere Verlauf der Kurven zeigt einen Potentialabfall entsprechend der Kurve a in Abbildung 6. Bei Vitallium setzt der Abfall der Spannung praktisch sofort, nach Eintauchen in den Elektrolyten, ein, während dies bei V4A erst nach etwa 5 Sekunden der Fall ist, dafür aber einen steileren Verlauf nimmt, um nach etwa 15 Minuten mit -10 mV gegenüber der Wasserstoff-Normal-Elektrode sogar negatives Vorzeichen anzunehmen. Dieser Wert stellt hier für V4A den Gleichgewichtswert dar. Bei Vitallium liegt dieser Wert noch bei +215 mV und wird bereits nach 3 Minuten erreicht. Beide Materialien entsprechen nicht dem Verlauf der Kurve c in Abbildung 6.

d) Diskussion der Ergebnisse

Die beiden Anfangswerte entsprechen, wie im Kapitel "elektrochemische Spannungsreihe" dargestellt ist, denen der Edelmetalle, die als beständig gelten. Der Spannungsabfall bei Vitallium scheint nur einer teilweisen Zerstörung der Passivschicht zu entsprechen, nachdem bereits nach einem Abfall von 185 mV und nach 3 Minuten - noch im positiven Spannungsbereich - ein Gleichgewichtszustand erreicht wurde, der einer weiteren Zerstörung des Metalls entgegenwirkt.

Nachdem der Potentialabfall bei V4A nach etwa 15 Minuten im negativen Potentialbereich beendet ist, scheint hier die gesamte Passivschicht zerstört zu sein, wodurch das Metall verstärkt weiterer Korrosion ausgesetzt ist. Der ungleichmäßige Verlauf der Kurve kann in einer ungleichmäßigen Zerstörung der Passivschicht gesehen werden, die wiederum Ursache unterschiedlich zusammengesetzter Kristallbezirke im Material zu sein scheint, wie HOAR und MEARS (9) den Verlauf der Kurve b in Abbildung 6 begründen.

Obwohl die Materialien bereits implantiert waren, hätte das Potential nicht abfallen dürfen, weil sich im Idealfall die Passivschicht im Elektrolyten verstärkt, bzw. sich neu bildet (etwa wie Aluminium in Salpetersäure).

Nach diesen Ergebnissen und nach den Kriterien der beiden Autoren, wären diese Materialien (V4A mehr als Vitallium) für Implantationszwecke in den menschlichen Körper ungeeignet, läßt man den hier verwendeten Elektrolyten Salzsäure außer acht.

3. Magnetische Untersuchungen verschiedener AO-Materialien und Flüssigkeiten

a) Problemstellung

LUX und ZEISLER (18) wie VON LÜDINGHAUSEN et al. (16,17) konnten nachweisen, daß durch Korrosion der Metallimplantate (V4A) deren einzelne Legierungsbestandteile als Ionen um das Implantat nachweisbar sind. VON LÜDINGHAUSEN konnte das Eisen sogar durch die Berliner-Blau-Reaktion sichtbar machen. LUX und ZEISLER zeigten durch Aktivierungsanalyse, daß Eisen in der doppelten Konzentration um das Metall vorgefunden wird, als es aus dem Implantat selbst zu erwarten wäre. Durch weitere exakte Untersuchungen fanden die Autoren, daß die Konzentrationen der einzelnen Metalle (Molybdän, Eisen, Chrom) mit dem Abstand vom Implantat abnehmen. Nickel konnte nur in unmittelbarer Nähe der Allenthesenachgewiesen werden, während das Element Zink, das nicht in V4A aber im Körper vorhanden ist, mit zunehmendem Abstand vom Implantat an Konzentration zunimmt, bis es nach einem Abstand von etwa 5 cm wieder seine physiologische Konzentration erreicht. Das Element Chrom zeigt ebenfalls in einer Entfernung von 5 cm wieder seine physiologische Konzentration. Molybdän als nicht physiologisches Element ist bei diesem Abstand nicht mehr nachweisbar. Abbildung 8 zeigt die von LUX und ZEISLER gefundenen Ergebnisse.

Wenn durch Untersuchungen gezeigt werden kann, daß sich Allenthesenmaterial im Magnetfeld magnetisieren läßt, kann der Beweis erbracht werden, daß die Elemente Cobalt, Nickel,

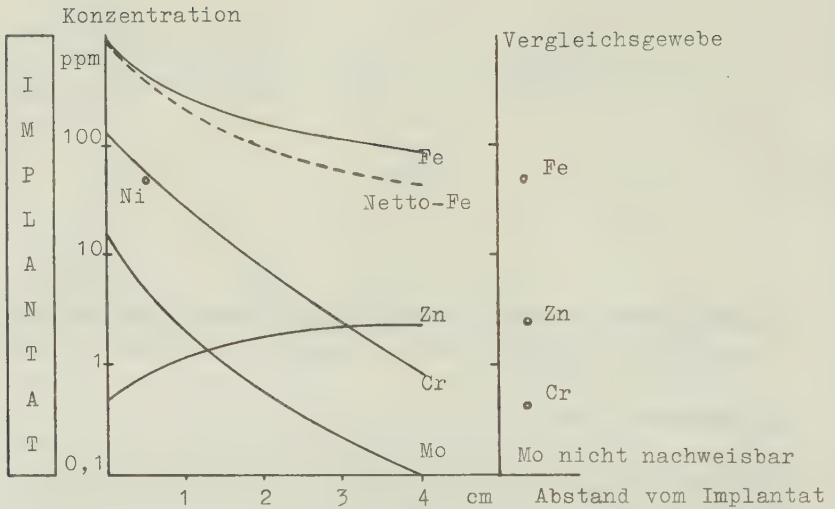


Abb. 8: Konzentration verschiedener Metallionen
in Abhängigkeit vom Abstand des Implantates

Netto-Fe = Gesamt-Fe minus Fe im Vergleichsgew.
(modifiziert nach LUX und ZEISLER)

Chrom, Eisen und Molybdän nur aufgrund ihrer paramagnetischen Eigenschaften um das Implantat festgehalten werden, wie im Kapitel "Physikalischen Grundlagen" auf den Seiten 13 - 17 bereits dargelegt wurde.

Neben dem diamagnetischen Zink, konnte in den Grundlagen ebenfalls gezeigt werden, daß sich Kalzium ebenfalls diamagnetisch verhält, was erklären könnte, daß sich manche Schrauben bzw. Implantate lockern, weil Kalziumphosphat aus der unmittelbaren Nähe eines magnetischen Implantates verdrängt wird, wobei sich der Knochen an dieser Stelle bindegewebig umorganisiert.

Ebenfalls soll in diesem Kapitel gezeigt werden, ob das im Blut enthaltene Eisen ausreicht um in einem U-Rohr in ein starkes Magnetfeld gezogen zu werden. Bei zu geringem Effekt soll mit einer höher konzentrierten Eisenionenlösung der gleiche Versuch wiederholt werden. Mit dieser Untersuchung soll versucht werden zu beweisen, daß paramagnetische Stoffe,

im speziellen Eisenionen, von Ferromagneten angezogen werden und in dessen Magnetfeld bleiben.

b) Material und Methode

Untersucht werden verschiedene Materialien aus V4A, ein Vitallium-Drei-Lamellennagel nach Smith-Petersen und ein Tantalzylinder. Folgende Tabelle zeigt eine Zusammenstellung der verwendeten Materialien:

1. Drei-Lamellen-Nagel aus Vitallium $l = 10 \text{ cm}$
2. Drei-Lamellen-Nagel aus V4A $l = 10 \text{ cm}$
3. Compactaschraube aus V4A $l = 3,6 \text{ cm}$, $\varnothing = 0,4 \text{ cm}$
4. Zylinder aus V4A (Tl. einer Spongiaschraube)
 $l = 5 \text{ cm}$, $\varnothing = 0,45 \text{ cm}$
5. Zylinder aus Tantal $l = 6 \text{ cm}$, $\varnothing = 0,5 \text{ cm}$

Entsprechend der Magnetisierbarkeit der Materialien durch das Erdfeld wird, um den Effekt deutlich zu machen, ein etwa 29 000 mal stärkeres Magnetfeld benutzt.

Das an einem Pendel ($l = 40 \text{ cm}$) hängende Metallstück wird zwischen die beiden Eisenkerne eines Elektromagneten gebracht. Nach dem Einschalten der Spannung von 110 Volt Gleichstrom an den beiden Magnetspulen wird das betreffende Metallstück im Magnetfeld abgelenkt, wenn es sich magnetisieren läßt, wobei das Maß der Ablenkung dem Grad der Magnetisierung proportional ist. Folgende Abbildung zeigt den Versuchsaufbau:

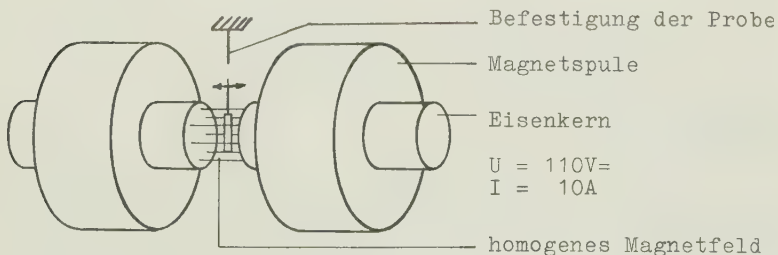


Abb. 9: Versuchsanordnung zur Messung der Magnetisierbarkeit von Festkörpern

Die Untersuchung der Magnetisierbarkeit von Flüssigkeiten erfolgt in einem U-Rohr aus Glas, indem ein Schenkel des Rohres in das Magnetfeld ragt, während sich der andere außerhalb befindet.

Als Lösungen werden Citratblut (500 mg Fe/l) und eine 1-molare Eisen-III-Chloridlösung (58,85 g Fe/l), in der entsprechend etwa 100mal mehr Eisen enthalten ist, untersucht.

Beim Einschalten des Magnetfeldes wird die Flüssigkeit im magnetnahen Schenkel des U-Rohres gehoben, während sie im magnetfernen entsprechend sinkt, zeigt die Lösung paramagnetisches Verhalten. Die Höhendifferenz Δh der beiden Flüssigkeitsspiegel ist ein Maß für die Magnetisierbarkeit der Lösung, bzw. der in ihr enthaltenen Ionen.

Nachdem sich ein so großes Magnetfeld nicht sofort nach dem Einschalten der Spulen aufbaut, aber nach dem Abschalten der Spannung sofort verschwindet, ist der optische Effekt nach dem Abschalten größer. Aus diesem Grund werden die Bewegungen der Flüssigkeitsspiegel nach dem Abschalten gemessen.

Nachfolgende Abbildung zeigt das Prinzip der Untersuchung:

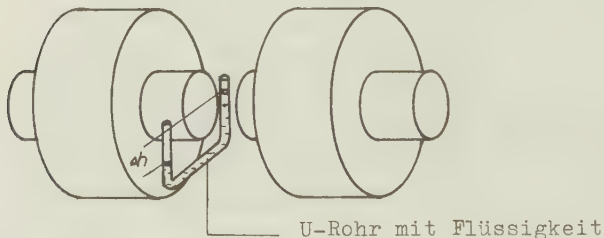


Abb. 10: Versuchsanordnung zur Messung magnetischer Eigenschaften von Flüssigkeiten

c) Meßergebnisse

Mit Blut konnte bei dieser Magnetfeldstärke (5,73 kG) kein meßbares Ergebnis erzielt werden. Beim Abschalten der Spannung schien es, als hätte sich die Oberfläche der Blutsäule bewegt. Der Versuch wurde mehrmals mit dem gleichen Ergebnis wiederholt.

Dagegen wurde die 100 mal mehr Eisen enthaltende FeCl_3 -Lösung bei diesem Versuch 2 mm hoch in das Magnetfeld gezogen. Entsprechend diesem Ergebnis hätte die Blutsäule 0,017 mm gehoben werden müssen, was ohne optische Hilfsmittel, die für diesen Versuch nicht zur Verfügung standen, nicht mehr meßbar war.

Das Ergebnis der Ablenkung der einzelnen Metalle ist in folgender Tabelle aufgeführt:

Mat.	Masse g	Auslenkung a mm	Magnetfeld kG (Kilogauß)	$\varphi = \frac{\text{Auslenkung}}{\text{Pendellänge}}$
1	33,6	5,5	5,73	$1,36 \cdot 10^{-2}$
2	20,1	10,3	5,73	$2,53 \cdot 10^{-2}$
3	3,4	5,5	5,73	$1,36 \cdot 10^{-2}$
4	6,25	11,0	5,73	$2,93 \cdot 10^{-2}$
5	20,12	0	5,73	0

Tab. 9: Ablenkung verschiedener AO-Materialien im homogenen Magnetfeld

d) Diskussion der Ergebnisse und der Problemstellung

Durch Untersuchungen konnte gezeigt werden, daß gebräuchliche AO-Materialien (V4A, Vitallium) magnetisierbar sind und somit im magnetischen Feld abgelenkt werden. Das magnetische Verhalten dieser Legierungen erklärt die von VON LÜDINGHAUSEN et al., sowie von LUX und ZEISLER beschriebenen Ionenverschiebungen um V4A-Implantate. Derartige Untersuchungen scheinen bei Vitallium noch nicht durchgeführt zu sein. Den eigenen Untersuchungen zufolge wird ein Vitallium-Drei-Lamellennagel im magnetischen Feld etwa halb so stark abgelenkt wie einer aus V4A, was auch mit den Werten aus Tabelle 4, Seite 16, übereinstimmt. Dies bedeutet, daß bei Vitalliumosteosynthesen die Ionenverschiebungen im anliegenden Gewebe nur etwa halb so stark zu erwarten sind, wie es bei V4A der Fall ist, vorausgesetzt, Vitallium korrodiert genauso stark wie V4A.

Nachdem bei V4A zwischen Masse und Ablenkung keine Beziehung herstellbar ist, muß gefolgert werden, daß geringe Änderungen

der Zusammensetzung, sowie die Art der Herstellung starke Änderungen des magnetischen Verhaltens bewirken. Von V4A ist dieser Effekt bekannt: mit zunehmender Bearbeitung in kaltem Zustand steigt seine Magnetisierbarkeit, wobei die Grenze erreicht wird, in der es nach technischer Definition als ferromagnetisch gilt. Das ist dann der Fall, wenn die Permeabilität μ beim Anlegen eines Feldes von 100 Oersted den Wert 1,01 erreicht und überschreitet. Das heißt, ein Stoff ist magnetisierbar (wird ferromagnetisch), wenn seine Magnetisierung in einem Feld von 100 Oersted um $1/100$ ansteigt. Von V4A kann dieser Wert erreicht und überschritten werden. Daraus läßt sich folgern, daß man bei Implantation eines solchen Metalls nie voraussagen kann, ob es zu einer Unverträglichkeitsreaktion (Metallose) kommt, oder ob die Reaktion ausbleibt, weil man die Suszeptibilität χ bzw. die Permeabilität μ des betreffenden Stückes nicht kennt. Diese Größe - neben dem Potential - zu wissen kann als Kriterium für die Verwendbarkeit zu Implantationszwecken herangezogen werden.

Aus den bisher dargelegten Fakten ist zu ersehen, daß V4A (Vitallium mindestens 60% weniger) durch das Erdfeld induziert, zu einem schwachen Ferromagneten wird, der paramagnetische Stoffe, wenn sie genügend nahe kommen oder durch Korrosion entstehen, durch die Kraft des Feldes festhält und anreichert, wobei diese von anliegenden Zellen aufgenommen werden können. Diamagnetische Stoffe werden entsprechend abgestoßen, sodaß das anliegende Gewebe an diesen Stoffen verarmt. Nach den Ergebnissen von LUX und ZEISLER (s. Abb.8) zu urteilen, reicht der Einfluß des Metalls bis auf eine Entfernung von 5 cm. Bei den beeinflussten Verbindungen kann es sich um die stark paramagnetischen Ionen von Chrom, Mangan, Nickel und Eisen handeln (s. S. 16, Tab. 4), die aus dem AO-Material durch Korrosion herausgelöst werden und um Eisen-Ionen, die zusätzlich aus dem Plasma und damit auch aus dem Zerfall von Erythrozyten aus der Operationswunde, in genügender Menge angeboten werden. Molybdän wird, da nicht alle seine Verbindungen stark paramagnetisch sind, in geringerer Konzentration um V4A nachgewiesen. Von Kobalt-Ionen ist zu erwarten, daß diese wie Eisen- und

Nickelionen um Allenthesen nachzuweisen sind, gelingt deren chemische Darstellung.

Andere Ionen und Verbindungen werden aufgrund ihres diamagnetischen Verhaltens aus der Umgebung der Allenthesen verdrängt. LUX und ZEISLER konnten diesen Effekt am Zink beweisen. Bei dem ebenfalls biologischen Element Antimon fanden die Autoren, daß es in unveränderter Konzentration um Implantate zu finden ist. Theoretisch wäre zu erwarten gewesen, daß es gleiches Verhalten wie Zink zeigt, nachdem sich seine Suszeptibilität in der gleichen Größenordnung bewegt. Eine Deutung für dieses Verhalten ist schwierig, da seine biologische Bedeutung noch weitgehend unbekannt ist.

Nachdem Kalzium- und Magnesiumsalze sowie Phosphorsäure ebenfalls diamagnetisches Verhalten zeigen, ließe sich erklären, warum sich manche Schrauben bei der Osteosynthese mit der Zeit lockern: der Knochen wird dabei um das Metall bindegewebig umorganisiert (17). Der sich ständig im Umbau befindliche Knochen kann zwar durch Osteoklasten aufgelöst werden, aber Osteoblasten versagen aufgrund der magnetischen Abstoßungsreaktion, weil die anorganischen Knochensalze diamagnetisches Verhalten zeigen. ALLGÖWER und SEGMÜLLER (1) konnten die herabgesetzte Osteoblastenaktivität nachweisen. Gleichzeitig werden in das Gewebe paramagnetische Stoffe aus dem Implantationsmaterial und dem Blut eingelagert.

Das Element Tantal wurde in die Messungen mit einbezogen, weil es nach SCHUSTER (27) gewebefreundlich und korrosionsbeständig ist und neuerdings für AO-Drähte verwendet wird. Tantal (Mat. 5 in Tab. 9) zeigt in obigem Versuch keine Ablenkung, was auch die Größe der magnetischen Suszeptibilität von 0,00015 bestätigt. Bei dem in der Literatur diskutierten Titan wäre mit Sicherheit der gleiche Effekt wie bei Tantal zu erwarten gewesen, nachdem die Suszeptibilität gleich groß ist. Aus diesen Werten ergibt sich, daß nach Implantation dieser Metalle mit Sicherheit keine so großen Ionenverschiebungen, wie bei V4A, zu erwarten sind (etwa der 700. Teil von diesem).

Interessant erscheint die Suszeptibilität für gasförmigen Sauerstoff. Nachdem erhebliche Mengen durch das Blut trans-

portiert werden und bereits 0,023 ml O_2 /ml Blut bei 760 mmHg physikalisch gelöst sind, kann man sein starkes paramagnetisches Verhalten nicht außer acht lassen. Es ist anzunehmen, daß es bei diesem Wert ebenfalls zu einer Anreicherung von Sauerstoff um Allenthalben kommt. Inwieweit das dadurch entstehende oxidative Milieu zu Schäden führt, müßte näher untersucht werden. Ob die immer wieder vorkommenden rost-roten bis bräunlichen Verfärbungen um Schraubenlöcher bei Materialentfernungen insbesondere Eisenoxide sind, bedarf noch der Klärung.

Auch Wasser besitzt ein, wenn auch äußerst geringes, diamagnetisches Verhalten, das jedoch für einen Effekt zu klein erscheint.

Zusammenfassend kann festgehalten werden, daß es durch das magnetische Verhalten von Allenthalbenmaterialien, bis zu einem Abstand von 5 cm von diesen, zu einem Osteosyntheseneffekt kommen kann, wobei die stark paramagnetischen Verbindungen von Eisen, Kobalt, Nickel, Chrom und Mangan um das Implantat angereichert und die diamagnetischen Verbindungen von Zink, Magnesium, Kalzium und Phosphat verdünnt werden. Diese Ionenverschiebungen führen zu Störungen der physiologisch-chemischen Vorgänge. Wobei die Schwermetalle Verbindungen mit SH-Gruppen der Eiweißverbindungen (Kreatinkinase mit 2 SH-Gruppen, die zur Energielieferung elektrisch aktiver Gewebe dient) und bestimmter Aminosäuren (z.B. Cystin und Cystein) eingehen, während Kalzium und Phosphat als Bau- und Stützgewebe um das Implantat bei Umbauvorgängen nicht mehr in das Osteoid eingebaut werden können. Die Elemente Zink und Magnesium als Zentralatome verschiedener Enzyme (z.B. Dehydrogenasen) (6) führen bei einem Mangel zu Störungen dieser Systeme.

Sogar die für das Membranpotential aller Zellen notwendigen Elemente Natrium und Kalium zeigen schwach diamagnetisches Verhalten. Es liegt nahe, daß durch diese Eigenschaft Störungen im Potentialverhalten auftreten können, unterstützt durch das elektrochemische Potential des Metalls, das auf die Membranverteilung polarisierend wirkt.

Die nachfolgenden Kapitel werden auf diese Eigenschaft der Implantate noch näher eingehen.

II. Untersuchungen an Patienten und Tieren

1. Untersuchungen an Patienten

a) Problemstellung

Durch Untersuchungen soll gezeigt werden, ob sich zwischen zwei im Körper befindlichen Metallen eine elektrische Spannung messen läßt und ob diese Spannung bei Kurzschluß einen meßbaren Stromfluß zur Folge hat. Gleichzeitig soll der elektrische Widerstand zwischen den Metallen bestimmt werden. Voraussetzung für das Anlegen der Meßelektroden an die zu messenden Metalle ist die freie Zugänglichkeit. Hierbei kommen einmal zahnprothetische Materialien wie Amalgamfüllungen und Goldkronen in Betracht und zum anderen frei zugängliche AO-Materialien, wie Extensionsdrähte. Nachdem knochenstabilisierende Osteosynthesen nur während der Operation frei zugänglich sind, müssen diese während des Eingriffs gemessen werden. Weiter soll durch regelmäßig wiederholte Messungen ein Verlauf, bzw. die Reproduzierbarkeit der Werte registriert werden.

b) Material und Methode

Mit den auf den Seiten 6 und 7 abgebildeten Instrumenten und Elektroden wurde zwischen verschiedenen und gleichen Metallimplantaten, die von außen frei zugänglich waren, Spannung, Strom und Widerstand in der gleichen Reihenfolge gemessen. Von den AO-Materialien werden V4A-Extensionsdrähte und bei Operationen Platten, Endoprothesen und Schrauben gegen zahnprothetisches Material wie Amalgam, Goldkronen und unbekanntes Prothesenmaterial gemessen.

Bei Operationen wurde grundsätzlich gegen Amalgam gemessen, nachdem bei Materialentfernungen meistens eine Maskennarkose ohne Intubation durchgeführt wurde und für die Dauer der Messung nicht unterbrochen werden sollte. Zu diesem Zweck wurde ein Amalgamzylinder (l 10 mm, $\varnothing$ 2,5 mm) verwendet, in den vor der Härtung ein Platindraht eingedrückt wurde. Mit der Elektrode "Kleps 40" (s. Abb. 2) konnte der Draht ge-

faßt werden und so die Amalgamelektrode für den Meßvorgang in den Mund des Patienten eingebracht werden.

Extensionsdrähte wurden mit den Elektroden "Ak 2" oder "Kleps 20" gefaßt, während die zahnprothetischen Metalle mit "Prüf 2" abgegriffen wurden.

Neben den elektrischen Werten wurden noch der Abstand der gemessenen Metalle bestimmt. Wiederholungsmessungen erfolgten, soweit möglich, nach einer Woche. Nachdem die Strommessung eine Kurzschlußmessung ist, ergibt sich daraus ein typischer Verlauf, der in Abbildung 12 dargestellt ist. Für das Meßergebnis wurde der Wert aufgeschrieben, nachdem der anfängliche Steilabfall in Richtung der Abszisse umgebogen war, etwa nach 30 Sekunden.

Neben der statistischen Auswertung sollen noch die Gaußsche Verteilung der Einzelwerte und die Altersverteilung aufgeführt werden.

Folgende Tabelle zeigt die Einteilung der Metalle, zwischen denen Messungen vorgenommen wurden:

- | | | |
|----|----------------------|--------------------------------|
| 1. | V4A-Extensionsdrähte | / Amalgam |
| 2. | dto | / Goldkronen |
| 3. | dto | / unbekannte zahnprothet. Mat. |
| 4. | dto | / V4A-Extensionsdrähte |

bei Operationen:

- | | | |
|----|--------------------|-----------|
| 5. | V4A oder Vitallium | / Amalgam |
|----|--------------------|-----------|

Tab. 10: Gemessene Materialkombinationen

c) Einzelmeßwerte

Messungen zwischen Amalgam (-) und Extensionsdrähten aus V4A

Nr.	Patient	Alter (J)	Geschlecht	1. Messung nach Tagen	Spannung U mV	Stromstärke I /uA	Widerstand R kΩ	Abstd. der Impl. (cm)	Bemerkungen
1.	F.E.	35	m	7	300 200	1,5 3,0	50 50	100	rechts, Femur
2.	R.B.	19	m	17	100 100	1,5 0,4	50 20	60	rechts, U.-Arm
3.	H.R.	25	m		200 180	1,5	6	100	re. O.-Sch Schmerzen bei I- u. R-Messg.
4.	A.L.	15	m		60	8,0	50	70	li. O.-Sch.
5.	J.M.	60	m		200 200 150	2,0 1,8 1,3	50 100 100	90 130	li. U.-Sch, offen zugängliche Schraube
6.	H.B.	46	m	35	250 300 340	2,0 3,5 3,7	25 100 65	90	re. U.-Sch.
7.	F.Sch.	41	m	5	400 150 190 40 340 440 245 460 300 320 320	7,0 3,0 4,0 0,5 6,0 8,0 3,0 6,0 5,2 4,8 2,5	20 15 20 30 20 40 50 40 30 30 40		re. U.-Sch., Ver- schraubung Schmerzen durch Neueinstellung Eiterung Antibiotikagabe " " "
8.	P.St.	34	m	9	200 150	1,5 1,2	20 20	155	Calc. re.
9.	U.M.	48	w	28	30 140 160 90 200 180 240 80	0,5 0,5 0,5 0,1 0,8 0,5 0,8 0,2	10 10 15 13 17 13 17 15	80	re. Femur seit 3 Tag. Ge- schwulst über Ext.-Draht, Schmerzen heute Drahtentf. weg. Eiterung

Nr.	Patient	Alter (J)	Geschlecht	1. Messung nach Tagen	Spannung U mV	Stromstärke I /µA	Widerstand R kΩ	Abstd. der Impl. (cm)	Bemerkungen
10.	A.H.	44 w	37		50 195 180 45 90	1,8 5,0 2,0 0,4 0,6	15 6 50 40 45	90	re. Femur Fieber u. Schmerzen
11.	B.F.	66 w	20		400 440 420	4,0 3,0 4,0	5 7 20	90	li. Femur
12.	E.K.	38 m	21		200	1,5	20	150	re. Calc.
13.	A.B.	62 w	14		200 180 250 230 100 150 110	4,0 1,5 3,0 1,3 0,7 1,2 0,7	10 18 15 15 15 18 15	85	li. Femur Nierenkoliken vor 6 T. Op. am Femur
14.	B.K.	11 w	13		400	10,0	18	70	re. Femur
15.	R.J.	34 m	28		250	5,0	20	150	li. Calc.
16.	A.P.	47 w	5		220	1,0	20	90	li. Tibia
17.	G.T.	49 w	1Std.	30		0,5	100	95	li. Tibia
18.	E.H.	34 w	12		180 190 170 320 220 230 140 180 140 270 60	2,0 2,0 0,6 1,2 1,2 1,0 1,4 0,6 0,5 1,3 0,35	5 10 18 15 15 20 21 16 30 15 12	85	li. Femur ↙ Schmerzen in re. Hüfte weg. Bruch Schmerzen am Draht ↙ seit 3 T. Infekt.- Behand. am Draht
19.	A.M.	42 w	29		220 220	2,0 0,5	10 20	150	re. Calc.
20.	B.F.	36 m	8		28 3	0,025 0,035	30 50	100	↙ li. Femur, s.starke Schmerzen am Draht

Nr.	Patient	Alter (J)	Geschlecht	1. Messung nach Tagen	Spannung U mV	Stromstärke I /uA	Widerstand R p.Ω	Abstd. der Impl. (cm)	Bemerkungen
21.	R.S.	20	m	56	280	1,2	10	155	re. Calc.
					215	13,0	3	150	re. Einstellschraub.
					200	8,0	8		
					180	5,0	7		
					200	2,6	9		
					220	3,6	10		
					190	6,1	8		
					200	6,5	9		
					190	3,2	11		
22.	F.St.	38	m	6	300	2,5	50	150	li. Calc.
					300	2,0	40		
23.	K.R.	30	m	4	190	2,0	15	150	re. Calc.
					250	3,0	25		
24.	J.B.	29	m	5	100	4,0	10	50	li. Olecranon
25.	J.L.	22	m	6	500	5,0	15	140	li. Calc.
					540	10,0	18		
					600	8,5	30		
					540	4,5	20		Schmerzen an li.
					500	6,2	30		Tibia
					480	5,9	35		
					500	5,7	50		
					460	5,2	50		
					380	3,0	48		
26.	E.Z.	27	m	1	90	0,5	12	160	re. Calc.
					440	1,8	40		
					470	1,8	45		
27.	G.J.	16	m	7	140	0,95	18	110	li. Tibia, abends Schmerzen
28.	H.R.	40	w	6	185	0,8	15	85	li. Femur
					280	1,0	40		
					340	1,6	50		
					340	1,7	90		
29.	A.D.	16	m	5	150	1,3	15	60	li. Olecr.
30.	S.U.	23	w	35	300	1,5	50	90	re. Stift im 5.Fing.
31.	M.H.	5	m	21	220	1,0		60	li. Stift im 5.Fing.
					280	2,0			R weg.Unruhe nicht meßbar

Nr.	Patient	Alter (J)	Geschlecht	1. Messung nach Tagen	Spannung U mV	Stromst. I /uA	Widerstd. R kΩ	Abstd. der Impl. (cm)	Bemerkungen
32.	D.L.	8	m	2	320	11,0	50	70	re. Femur
33.	J.M.	17	m	49	500 420 490 420	3,0 1,8 3,5 2,6	40 50 50 80	100	li. Femur
34.	R.F.	39	m	18	250	0,6	u	105	li. 2.Fing.Sehnen draht
35.	H.G.	24	m	7	240 360 180	2,3 1,2 1,2	50 30 25	95 155	li. Tibia li. Calc. Draht neu justiert
36.	G.H.	18	m	6	400	2,0	50	165	re. Tibia
37.	M.K.	32	m	6	140 360 80 160 68 45	0,3 2,4 0,02 0,4 0,22 0,06	50 50 50 60 75 80	170	re. Calc. ↙ Gipsentfernung weg. Schmerzen, seit 2 T. Draht verkrustet
38.	W.S.	13	m	24	200 460	0,7 1,3	50 20	80	re. Femur
39.	G.Sch	12	w	19	60 95 400 410	0,3 0,5 9,0 9,1	20 15 20 20	95	re. Femur, massive Eiterg.an bd.Bein. kein Eiter mehr vhd.
40.	G.H.	20	w	1	300 200 200 240 290	2,4 4,0 4,0 2,4 2,5	50 50 8 10 15	80	li. Tibia
41.	W.G.	22	m	35	200	0,2	100	100	re. 5.Fing.Sehnen- draht
42.	Ch.A.	23	w	15min.	60 240 240 160	0,05 1,6 2,4 0,9	20 15 18 10	140	li. Calc.
43.	R.M.	14	w	5	120 90 145	0,08 0,12 0,2	30 10 16	145	re. Calc. ↙ 15 min zuvor beim Röntgen gelockert

Nr.	Patient	Alter (J)	Geschlecht	1. Messung nach Tagen	Spannung U mV	Stromst. I /uA	Widerstd.. kΩ	Abstd. der Impl. (cm)	Bemerkg.
44.	R.Sp.	77	w	2	240	1,0	15	80	li. Femur
45.	M.W.	11	w	2	420 240	1,2 0,48	40 40	45	li. Olecr.
46.	B.P.	12	w	6	130	0,5	20	125	li. Calc.
47.	Ch.E.	32	m	11	240 130 140 150 100	1,1 2,6 0,46 3,8 0,85	10 18 10 15 14	165 135 135	re. Calc. li. Tibia re. Tibia
48.	B.B.	31	w	21	250	6,2	19	145	re. Calc.
49.	L.B.	19	m	18	380 420	2,0 5,0	30 25	90	re. Hand, Sehnendraht
50.	A.B.	80	m	29	160 110 150	0,6 0,6 0,8	45 45 50	85	li. Femur
51.	A.K.	35	m	7	110 185 320	1,0 0,35 0,7	15 25 20	160	li. Calc.
52.	A.B.	20	m	2	140 280	0,45 2,3	50 30	175	re. Calc.
53.	K.H.	28	m	13	160 60	0,35 0,22	100 100	90	re. 3. Fing. rush pin
54.	I.H.	29	w	1	140 120 110	0,55 0,6 0,46	100 40 80	150 90	li. Calc. re. Femur
55.	G.Sch.	36	w	7	200 270	0,3 0,65	15 15	150	li. Calc.
56.	K.H.	24	m	4	180	1,3	20	75	re. Femur
57.	J.K.	13	m	5	110 160 90 70	0,8 3,0 0,9 1,3	40 3 20 3,5	87 85	li. Femur re. Femur
58.	P.Z.	13	m	6	160 240	0,52 0,45	50 80	78	re. Tibia

Mr.	Patient	Alter (J)	Geschlecht	1. Messung nach Tagen	Spannung U mV	Stromst. I /uA	Widerstd. R kΩ	Abstd. der Impl. (cm)	Bemerkg.
9.	B.G.	34 w		1	130	0,7	15	90	re. Femur
10.	E.H.	32 w		4	145	0,4	100	150	re. Calc.
11.	M.G.	11 m		3	240	0,3	18	155	li. Calc.
12.	H.H.	30 m		4	220	0,45	18	165	li. Calc.
13.	D.Sch.	22 m		3	230	1,2	15	150	li. Calc.
14.	I.G.	36 w	12Std.		100	1,7	50	85	li. Femur
					200	1,0	15		
					120	1,7	100		Schmerzen im li Knie
					280	1,6	10		
					220	0,9	22		
					340	0,9	21		
					210	0,8	18		
					120	0,1	18		

Messungen zwischen Goldkronen (+) und V4A-Drähten (-)

65.	F.E.	35 m		7	80	5,0	15	100	li. Femur
					50	0,1	7		
66.	R.Sch.	37 m			100	1,2	10	105	li. Femur
					125	0,26	15		
67.	v.H.	39 m		42	20	0,15	8	95	re. Femur
					140	0,4	10		
					155	0,2	15		
68.	M.K.	62		6	50	0,6	9	150	re. Calc.
69.	B.F.	36		8	110	0,35	5	100	li. Femur
					60	0,15	9		
70.	F.St.	38 m		6	40	0,09	15	150	li. Calc.
					59	1,5	15		
71.	E.Z.	27 m		1	110	0,9	6	160	re. Calc.
					115	0,2	5		
					120	0,3	10		

Nr.	Patient	Alter (J)	Geschlecht	1. Messung nach Tagen	Spannung U mV	Stromst. I /uA	Widerstd. R kΩ	Abst. der Impl. (cm)	Bemerkg.
72.	L.H.	48 m		17	72 68	2,0 0,9	10 10	150	re. Calc.
73.	E.F.	56 m		6	56	1,0	4	95	re. Tibia
74.	M.K.	32 m		6	5 49 70 95 5,5 15	0,012 0,11 0,03 0,19 0,01 0,04	12 20 18 19 10 18	170	re. Calc. ↙ Gipsabn. weg. Schmerz. 2 T. zuvor Krusten am Draht
75.	E.L.	77 w		1	140	0,2	30	85	li. Femur
76.	R.Sp.	77 w		2	240	1,0	15	80	li. Femur, Goldkr. sitzt auf Amalg.
77.	L.L.	50 w	16Std.		26 180	0,1 0,7	4 20	95	li. Tibia
78.	W.B.	33 m		3	265	3,8	10	160	li. Calc.
79.	Z.D.	45 m		1	92 130 140 150	0,55 1,2 1,3 3,5	3 4,5 5 3,5	80	re. Femur
80.	F.Sch.	80 w		3	95	0,65	4,2	75	li. Femur
81.	A.H.	45 w		31	110	0,15	25	95	li. 2. Fing. rush pin
82.	J.N.	60 m		28	32 30	0,2 0,09	15 15	155	↙ re. Calc. Gangrän am U.-Sch., Eiterung
83.	E.E.	53 w		5	11	0,05	9	140	re. Calc.
84.	H.R.	64 w		3	90	0,75	4,5	95	li. Tibia
85.	L.F.	74 w		7	68	0,64	35	85	re. Tibia
86.	L.B.	64 w		3	70	0,11	8	70	li. Femur
87.	E.H.	32 w		4	34	0,15	18	150	re. Calc., Blutg. am Draht o. Eiterung

Messungen zwischen anderen Metallen der Mundhöhle
und V4A-Drähten

Nr.	Patient	Alter (J)	Geschlecht	1. Messung nach Tagen	Spannung U mV	Stromst. I /µA	Widerstd. R kΩ	Abstd. der Impl. (cm)	Bemerkung
<u>Anode:</u>									
88.	N.N.ca Grieche	30 m		1	90	1,0	10	155	li. Calc., Ag-Platte
89.	B.F.	66 w		20	120 150 120	1,5 1,0 1,0	4 6 5	90	li. Femur, Au-Platte
90.	H.A.	49 w		14	120 70 125	0,5 0,1 0,3	28 20 30	150	li. Calc., Ag-Krone ← Schmerzen durch starken Zug
91.	K.G.	30 m		8	200 320	3,0 5,0	5 10	150	re. Calc., Ag/Au-Kr.?
92.	E.P.	46 m		4	190 150	0,4 0,2	35 30	90	re.5.Fing.,Ag-Krone
93.	H.B.	11 m		12	100 200 190	0,16 1,2 1,0	4 8 7	80	li.Femur,Draht zur Kieferfix.
94.	G.O.	69 w		0,5	62	0,18	40	100	li.Tibia,Ag-Brücke?
95.	A.R.	28 m		21	400	0,8	50	105	Sehnennaht,Ag-Krone
96.	A.B.	42 m		2	30	0,11	10	95	re.Tibia, Ag-Krone
97.	W.W.	51 m			230 190 230	3,0 0,6 1,5	3 10 10	100	re. Femur,Ag-Platte
98.	A.Z.	56 m		4	90	0,6	50	90	re.Tibia,Au-Platte

Messungen zwischen zwei V4A-Drähten

Nr.	Patient	Alter (J)	Geschlecht	1. Messung nach Tagen	Spannung U mV	Stromst. I /µA	Widerstd. R kΩ	Abstd. der Impl. (cm)	Bemerkung
99.	F.K.	11	m	2	80 50 60	0,1 0,04 0,02	6 9 10	47	re.Femur (+) re.Calc. (-)
100.	Ch.E.	32	m	11	40 17	0,1 0,006	6 8	125	li.Femur (+) re.Calc. (-)
101.	I.H.	29	w	1	0,240,08		40	110	re.Femur (+) li.Calc. (-)
102.	J.K.	13	m	5	150 25	0,34 0,2	8 3	80	re.Femur (+) li.Tibia (-)
103.	M.W.	79	w	ca	5	ca0,0003	15	170	li.Olecr. (+) re.Calc. (-)

herzsynchrone Schwankungen von U und I

Messungen bei Operationen zwischen AO-Materialien u. Amalgam

(bei nicht bezeichneten Materialien handelt es sich um V4A)

			U	I	R	cm	
104.	H.J.	77 m -	170	5,8	12	110	li. Patellarligatur,Insert.
105.	D.W.	33 m -	90	6,4	10	170	re. rush pin,Mall.ext.,Ins.
106.	J.K.	46 m -	48	1,3	4	55	re. Olecr.rush pin-Entf.
107.	F.M.	75 w -	120	12.0	3	65	re. Fem.Smith-Peters.-Nag. Insert., Vitallium
108.	D.Sch.	22 m -	110	6,2	5	150	li.rush p.-Ins.,Mall.ext.
			200	2,6	5,5	150	li.Fibula,Schraubeninsert.
109.	V.J.	26 w -	180	2,6	7	150	re.Sprunggel,rush p.-Entf.
110.	W.K.	67 m -	90	15	4	80	re.Femur,Kondylenpl.-Entf.
			150	70	15	80	re.Femur,Neuinsert.
111.	E.T.	29 w -	30	3,2	4	70	li.Ulnarplatte,Insert.
			70	4,5	3,5	70	li.Radiusplatte,Insert.
			210	4,0	1,5	2	Platten gegeneinander

Nr.	Patient	Alter (J)	Geschlecht	Spannung U mV	Stromst. I /uA	Widerstd. R kΩ	Abstd. der Implantate	Bemerkung
112.	R.H.	69	w	15	0,2	7	150	re.Mall.-Schraubenentf.
				60	7,0	4	150	re.Mall.,rush p.-Insert.
113.	F.R.	70	w	14	4,0	1,5	100	li.Femur,Marknagelung
114.	Ch.W.	64	w	16	1,6	2,5	70	re.Endoproth.-Kopf,Vitall.
				40	25	3	70	re. Prothesenstiel
115.	H.Sch.	79	w	6	0,5	3	70	re.Endoproth.-Kopf,Vit.
				18	1,3	4,5	70	Prothesenstiel
116.	J.K.	35	m	20	0,2	10	115	re.Patellarligatur,Insert.
117.	K.H.	24	m	320	7,5		60	re.Femur,Smith-Petersen-Nagel-Insertion

Tab. 11: An Patienten gemessene Werte

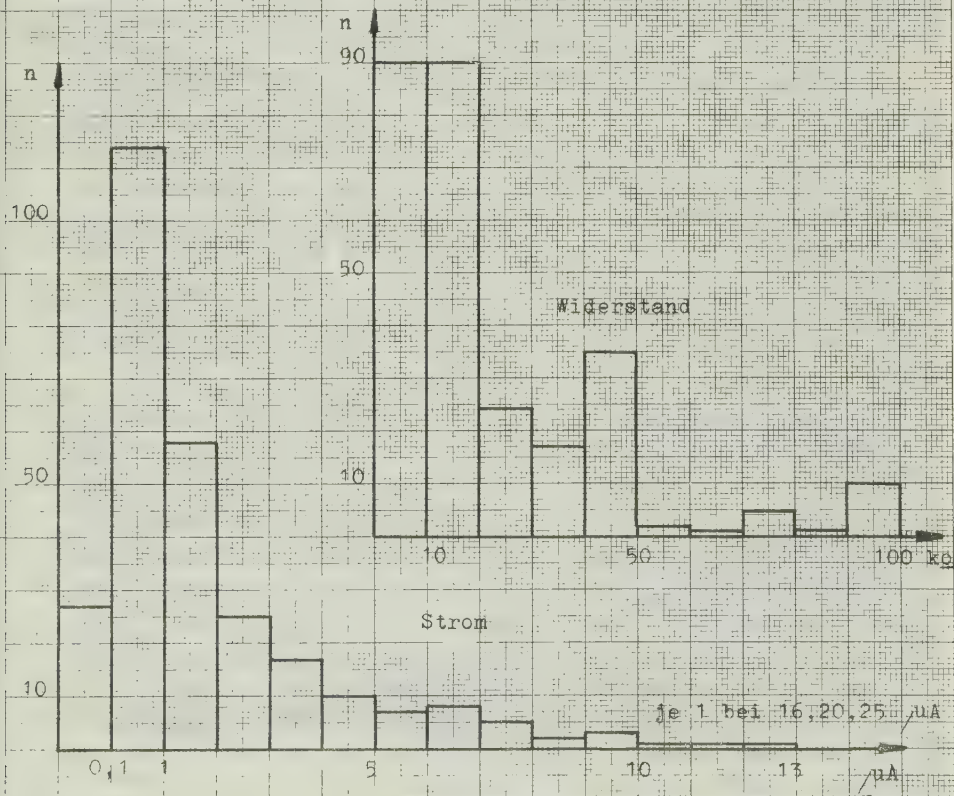
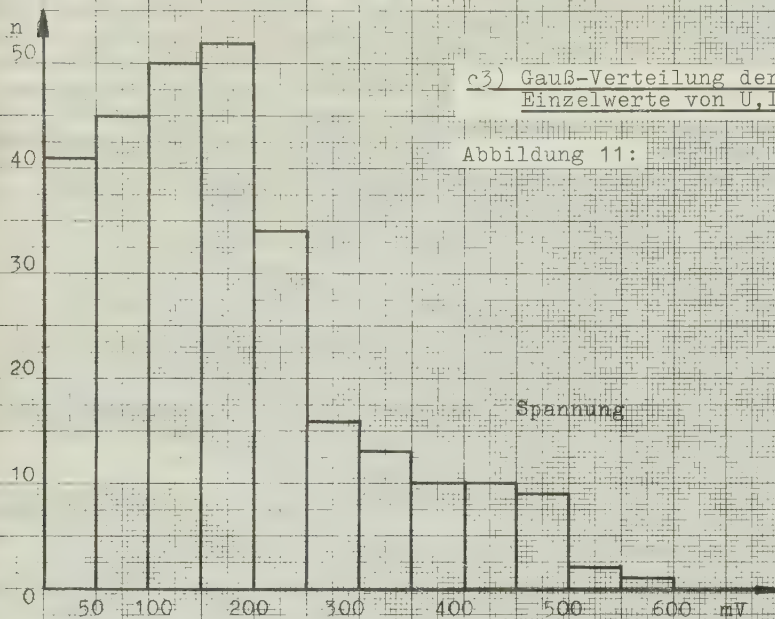
c2) Statistische Mittelwerte

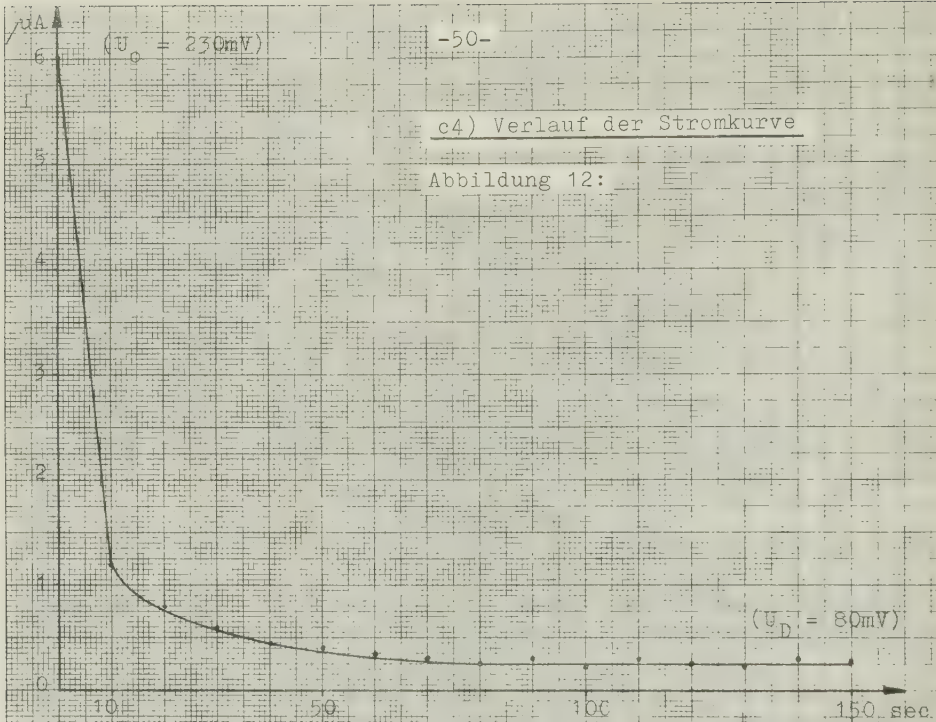
	1	2	3	4	5
Zahl der Patienten	64	23	11	5	14
Durchschnittsalter	30,0	50,0	43,5	32,8	51,1
Zahl der Messungen	186	42	21	9	21
Mittelwerte für:					
Abst.d.Metalle(cm)	112	115	110	106	100
Spannung U (mV)	-226,8	+87,4	+160,8	+49,7	-94,1
Strom I (/uA)	2,3	0,7	1,1	0,1	8,6
Widerstd. R (kΩ)	31,4	12,0	17,9	11,7	5,5

Tab. 12: Statistische Mittelwerte der Meßergebnisse
(Die obere Zahlenreihe bezieht sich auf Tab. 10)

c3) Gauß-Verteilung der Einzelwerte von U, I, R

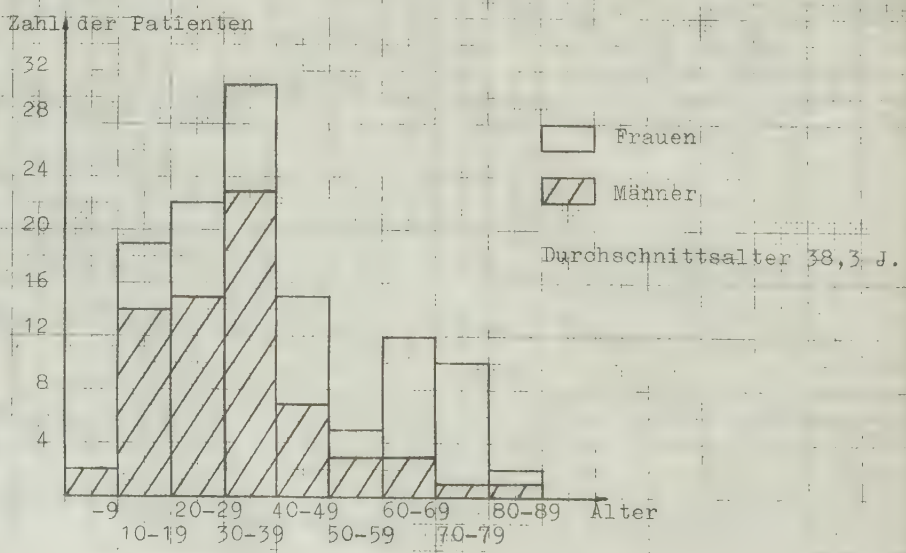
Abbildung 11:





c5) Alters- und Geschlechtsverteilung der untersuchten Patienten

Abbildung 13:



d) Diskussion der Ergebnisse

Den höchsten Spannungs-Mittelwert mit 226,8 mV zeigt die Gruppe V4A-Extensionen / Amalgamplomben. Die Ursache liegt im großen Potentialunterschied dieser beiden Legierungen. Amalgam war bei allen Messungen die Kathode (-), d.h. die unedlere Legierung, während es bei V4A-Extensionsdrähten / Goldkronen und V4A-Ext.-Drähten / unbekannte prothetische Materialien umgekehrt war. Der Spannungsmittelwert bei den Goldkronen mit 87,4 mV beträgt etwa den 2,6. Teil zu obigem Wert, während die unbekannten proth. Materialien mit 160,8 mV zwischen denen von Goldkronen und Amalgamplomben liegen.

Zwischen gleichen Materialien (V4A-Ext.-Draht/V4A-Ext.-Draht) ist kein hoher Spannungsunterschied zu erwarten, nachdem gleiche Zusammensetzung der Drähte vorauszusetzen ist. Mit 49,7 mV liegt der Wert deutlich unter allen anderen Mittelwerten. Die in-vitro-Messungen in Kapitel B) 1. zeigen ähnliche Ergebnisse. Bei den Messungen an Patienten war jedoch auffallend, daß der distale Extensionsdraht immer negativ geladen war, befanden sich zwei Drähte in einer Extremität. Hieraus ließe sich folgern, daß sich bei einer Fraktur das distale Knochenfragment immer negativ auflädt.

Der Spannungsmittelwert bei den Operations-Messungen liegt mit 94,1 mV um mehr als die Hälfte unter dem vergleichbaren Wert von 226,8 mV bei Ext.-Draht / Amalgam. Diese Werte unterscheiden sich lediglich in der Dauer der Implantation. Während bei den Operationsmessungen das Implantat offen in der blutreichen Wunde liegt, ist es bei den Drähten nach einigen Tagen durch Fibrin geschützt. Das Fibrin scheint einen Potentialabfall zu verhindern, indem die durch Korrosion gebildeten Ionen relativ schwer abtransportiert werden können (Isolation), unterstützt durch den in Kapitel B) 3. beschriebenen magnetischen Effekt.

Der hohe Stromwert bei Operationen (8,6 μ A gegenüber 2,3 bei Extensionen) unterstützt die Annahme, daß hier stärkere chemische Vorgänge stattfinden als bei Drähten, solange das Implantat ungeschützt durch Fibrin, im Organismus liegt. Für die Größe des Stromflusses ist zusätzlich die Größe des implantierten Materials von Bedeutung (der Stromfluß steigt

mit der Größe der Oberfläche, während das Potential von der Materialart und dem umgebenden Elektrolyten abhängt). Die Spannungsanfangswerte bei Drähten liegen ähnlich niedriger wie die Operationswerte, siehe hierzu folgende Seiten.

Interessant erscheint bei der Messung von eingesetzten Endoprothesen, daß die polierten Prothesenköpfe um 60 - 70% niedrigere Spannungen aufweisen als der raue Schaft. Die Beobachtung stimmt mit MARXKORS (19) überein, der an polierten Zahnplomben ebenfalls 30 - 80% kleinere Spannungen feststellte als an unpolierten. MARXKORS nimmt an, daß Plomben durch die Passivschicht (Metalloxide) vor weiterer Ionenabspaltung gedämpft werden, wodurch eine weitere Aufladung des Metalls ermöglicht wird. Durch die Politur kommt es seiner Meinung nach zu einer Vernichtung der Passivschicht und zu einer Entladung des Implantats. Hierbei ist nicht erklärbar, warum nach Bildung einer neuen Passivschicht die Spannung auf der polierten Oberfläche niedrig bleibt.

Vielmehr scheinen durch den Poliervorgang die aus der Oberfläche ragenden Mikrokristalle zerstört zu werden, wobei die Oberfläche regelrecht verschmiert wird und "amorphen" Charakter annimmt. Eine chemische Zersetzung wird dadurch, bei einem ohnehin beständigen Material, wie V4A oder Vitallium, weitgehend verhindert, die Folge ist ein kleineres Potential.

Die Stromwerte für Goldkronen und unbekannte proth. Metalle sind mit dem Amalgamwert vergleichbar, wobei die Höhe des Stromwertes mit dem der Spannung korreliert.

Die Widerstandswerte differieren am stärksten. Auf den ersten Blick scheint keine Beziehung der Werte untereinander herstellbar zu sein. Die Ursache hierfür scheint in der unterschiedlichen Isolationswirkung der verschiedenen Schichten zwischen den beiden Metallimplantaten (Körpergewebe, Fibrinschicht um die Allenthesesen, Zahnkanal) begründet zu sein. Verglichen mit den anderen Werten, wurde zwischen V4A-Ext.-Drähten / Amalgamplomben der höchste Widerstand gemessen, was scheinbar durch den hohen Widerstand des Wurzelkanals bedingt ist, setzt man voraus, daß Zahnplomben mehr oder weniger mit dem Zahnkanal in Verbindung stehen. Dennoch ist hier der Widerstand kleiner, als der eines 2 mm starken

Schneidezahnes ohne Plombe, der mit über 100 k Ω im unmeßbaren Bereich für das Instrument auf Abb. 1 liegt.

Bei Operationen wurde ebenfalls zwischen Amalgam und Allenthesen gemessen; der Widerstand liegt bei 5,5 k Ω /100 cm. Nachdem hier die isolierende Wirkung des Fibrins an der Allenthesen und die des Zahnkanals wegfallen (wie erwähnt, wurde bei Operationsmessungen eine eigene Amalgamelektrode direkt in den Mund des Patienten gebracht, um die Narkose nicht zu unterbrechen), kann man in diesem Fall von einem reinen Körperwiderstand sprechen.

Zwischen V4A / V4A liegt der Wert bei 11,7 k Ω /106 cm. Interpoliert man diesen Wert auf den Abstand 100 cm (= 11 k Ω) und subtrahiert den oben ermittelten Körperwiderstand von 5,5 k Ω , erhält man den Widerstand für 2 Fibrinschichten (= 5,5 k Ω), wie sie zwei Extensionsdrähte umgeben. Für 1 Fibrinschicht ergäbe sich so ein Wert von 2,75 k Ω . Obwohl die beiden Extensionsdrähte durch hochohmiges Knochengewebe getrennt sind, fällt dieser Widerstand nicht ins Gewicht, da diese Drähte gleichzeitig mit dem niederohmigen periostalen Gewebe in gutem Kontakt stehen.

Verfährt man auf die gleiche Weise mit dem Wert für Ext.-Draht / Amalgam, erhält man nach Interpolation auf 100 cm und Subtraktion von 5,5 k Ω für den Körperwiderstand und 2,75 k Ω für die Fibrinschicht um den Extensionsdraht, einen Widerstandswert von 19,65 k Ω , den man für den Widerstand des Zahnkanals ansetzen kann.

Für Goldkronen / V4A erhält man auf diese Weise 2,95 k Ω und für unbekannte proth. Metalle / V4A 8 k Ω . Die Ursache für den niederen Goldkronenwert scheint daran zu liegen, daß diese meistens an der Gingiva aufsitzen und auch die buccale Schleimhaut berühren, wodurch sie in engerem Kontakt mit den Körperflüssigkeiten stehen und so den höheren Widerstand des Zahnkanals umgehen. Der Wert für die unbek. proth. Metalle liegt wieder zwischen dem Gold- und Amalgamwert, nachdem diese Metalle aus verschiedenen Konstruktionen bestanden (Platten, Drähte, Plomben, Kronen).

Wie schon oben dargestellt, kann sich durch die Fibrinschicht um ein implantiertes Metall ein höheres Potential an diesem ausbilden. Bei den Operationsmessungen, wo eine derartige

Schicht fehlt, liegt der Spannungsmittelwert mit 94 mV deutlich unter dem vergleichbaren von Amalgam / V4A mit 227 mV. Aus diesem Grund sind innerhalb der ersten 24 Stunden nach Implantation eines Drahtes erniedrigte Werte zu erwarten, nachdem sich das Fibrin wahrscheinlich in dieser Zeit zu bilden beginnt. In folgender Tabelle sind alle Spannungswerte zusammengefaßt, wie sie innerhalb der ersten 24 Stunden, nach Implantation von Extensionsdrähten, gemessen wurden:

	Zahl der Werte	% d.ges. Werte	mittl.Impl.- Dauer; Stdn.	U mV	Norm.-W. mV
Amalgam/V4A	7	3,8	17	121,4	226,8
	2	1,1	0,6	45,0	
Goldkr./V4A	4	9,5	22	92,0	87,4
unb.Me/V4A	2	9,5	18	76,0	160,8
V4A / V4A	1	11,1	24	0,24	49,7
OP:Am./AO-Me	21	100	0	-, -	94,1

Tab. 13: Mittlere Spannungswerte bis 24 Stunden
Implantationsdauer

In obiger Tabelle sind alle Werte, bis auf den Goldkronenwert, z.T. erheblich erniedrigt. Der größte Unterschied liegt bei der Kombination V4A / V4A, wo der Unterschied den Faktor 200 ausmacht. Bei der Kombination Goldkronen / V4A liegt der Wert in den ersten 24 Stunden sogar um 5,5 % über dem Durchschnittswert. Die Ursache hierfür scheint in der unterschiedlichen Qualität der Goldkronen zu liegen. Um eine bessere statistische Aussagekraft zu erhalten, müßte eine noch größere Patientenzahl untersucht werden. Trotz der geringen statistischen Aussagekraft liegen alle anderen Werte unterhalb der Normalwerte.

Folgende Abbildung zeigt den Spannungsverlauf bei einer Patientin, die bereits nach 15 Minuten, nach Einschießen des Extensionsdrahtes, gemessen werden konnte und danach drei Wochen kontrolliert wurde. Die Werte nach einer und zwei Wochen liegen gut im Durchschnittsbereich.

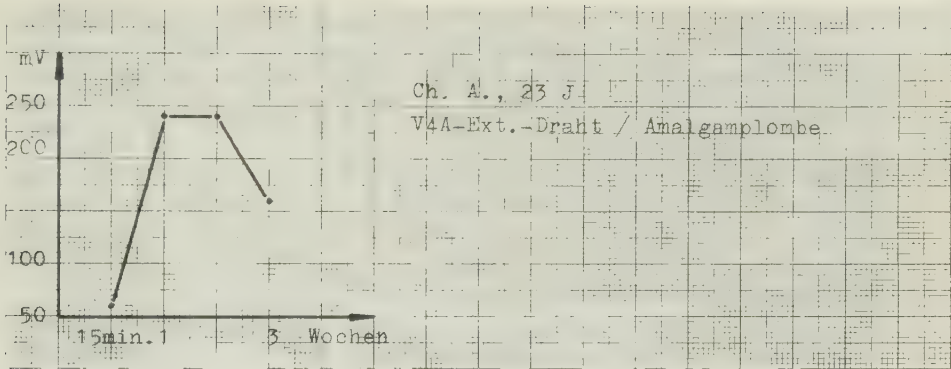


Abb. 14: Spannungsverlauf nach Einschießen eines Extensionsdrahtes

Analog obiger Tatsache müßte auch ein Spannungsabfall zu erwarten sein, wenn das das Implantat umgebende Fibrin durch Entzündung oder Bakterien zerstört wird. Tatsächlich wurden hierfür mehrere Fälle gemessen. Folgende Tabelle zeigt die Spannungsmittelwerte wie sie bei Eiterungen, Blutungen oder bei Schmerzen um das Implantat, gefunden wurden:

	Zahl der Werte	% der ges. Werte	Spannung mV	Norm-Wert mV
Amalgam/V4A	11	5,9	55,8	226,8
Goldkr./V4A	6	14,3	29,4	87,4

Tab. 14: Spannungsmittelwerte bei Entzündungen und Eiterungen um Extensionsdrähte

Auf der Abbildung der nächsten Seite ist der Verlauf bei einer solchen Patientin aufgeführt.

Unter dem ersten Meßwert steht der Zeitpunkt der ersten Messung nach dem Einschießen des Extensionsdrahtes. der niedere Anfangswert kann nicht erklärt werden, nachdem dieser unter die ersten Untersuchungen fällt. Beim 1. Pfeil, in der 3. Woche, gab die Patientin an, seit 3 Tagen starke Schmerzen um den Extensionsdraht zu haben. Der zweite Pfeil zeigt die Entfernung des Drahtes an. Leider konnte dieser Spannungswert nicht mehr erhalten werden, weil etwa 15 Minuten

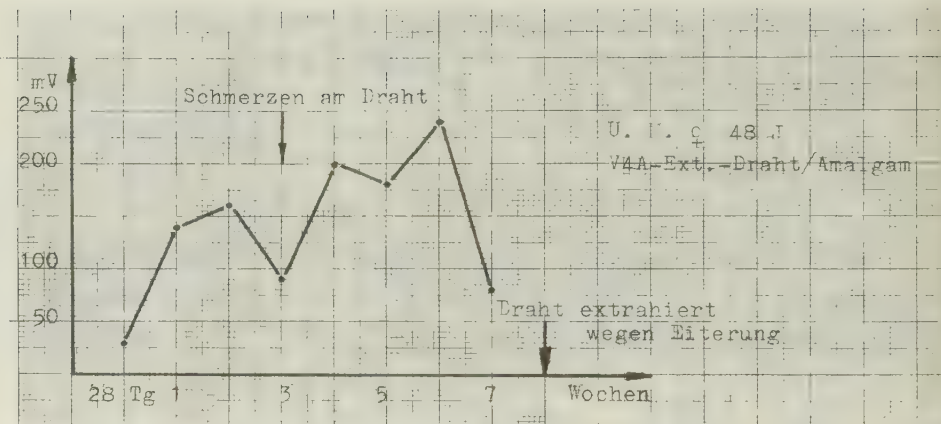


Abb. 15: Spannungsverlauf bei Beschwerden an einem Extensionsdraht

vor der Messung der Draht wegen einer Infektion entfernt wurde. Offensichtlich wurde durch den frühzeitigen Spannungsabfall, eine Woche vor dem Sichtbarwerden der Eiterung, bereits die drohende Infektion festgestellt.

Bei Amalgam / V4A-Draht scheinen 90 mV die untere Grenze zu sein, bei der keine Beschwerden angegeben werden, sieht man vom ersten Tag nach dem Einschließen des Drahtes ab. Bei keinem der Patienten wurde ein Spannungswert von über 100 mV gemessen und gleichzeitig eine Eiterung am Extensionsdraht festgestellt. Nicht in jedem Fall konnte Eiter bei Spannungsabfall nachgewiesen werden, oft waren es nur Fieber oder Schmerzen am Draht, die der Patient angab.

Bei den Messungen zwischen Goldkronen / V4A liegen diese Werte entsprechend tiefer. Hier scheint die kritische Grenze bei 60 mV zu liegen.

Bei den anderen Metallkombinationen wurden keine derartigen Spannungsabfälle registriert.

Es wäre denkbar, daß dieses Verfahren für diagnostische Zwecke verwendbar ist. Um bei eventuell auftretenden Eiterungen rechtzeitig Gegenmaßnahmen treffen zu können, müßte etwa jeden 3.-6. Tag die Spannung am Extensionsdraht gegen eine entsprechende Bezugselektrode gemessen werden.

Eine Messung, völlig von der Haut bedeckter Allenthesen, wäre ebenso möglich, wenn eine entsprechend feine Nadelelektrode durch das bedeckende Integument, bis zum Metall, vorgeschoben würde. Hierüber geben die im folgenden Kapitel "Tierversuche" durchgeführten Messungen mehr Aufschluß. Eine Bezugsselektrode, die angefeuchtet auf die Haut des Patienten gebracht würde, könnte die oben ermittelten Werte mehr objektivieren.

Zur Diskussion der in Abbildung 12 gezeigten Stromverlaufskurve läßt sich feststellen, daß der anfänglich relativ hohe Meßwert von $6 \mu\text{A}$ bereits nach 10 Sekunden auf etwa $1 \mu\text{A}$ abfällt. Nach weiteren 60 Sekunden ist nahezu der Dauerstrom von $0,25 \mu\text{A}$ erreicht - bei wesentlich geringerer Abfallquote. Gleichzeitig ist es zu einem Spannungsabfall von 230 mV auf 80 mV gekommen, d.h. durch den Elektronen- bzw. Stromfluß kam es zu einem raschen und weitgehenden Ausgleich der Ladungen an beiden Metallen. Dabei entspricht einem Stromfluß von $0,3 \mu\text{A}$ einer Bildung von $1,9 \cdot 10^{12}$ Elektronen in einer Sekunde, die von den Metallatomen der Implantate abgegeben werden, d.h. in 1 Sekunde gehen bei einem derartigen Stromfluß $0,95 \cdot 10^{12}$ Atome in Ionenform über unter Zurücklassen von jeweils 2 Elektronen - nimmt man eine mittlere Wertigkeit von 2 an. Die so entstandenen Ionen sind löslich und diffusibel, sodaß sie vom anliegenden Gewebe aufgenommen werden können.

Messungen des Stromverlaufs an anderen Patienten ergaben ähnliche Werte; nach einem anfänglich steilen Abfall erfolgte der rasche Übergang in eine der Abszisse parallelen Geraden. HURTIG (11) fand im Prinzip den gleichen Kurvenverlauf, ohne jedoch den Anfangswert bestimmen zu können. Die Werte der einzelnen noch bestimmten Kurven waren in ihrer Gesamtheit größer oder kleiner, sodaß diese nach oben oder unten verschoben gewesen wären.

Die Altersverteilung der untersuchten Patienten zeigt einige Auffälligkeiten in Abbildung 13:

Der geringe Anteil der Kinder bis 9 Jahre am gesamten Patientengut scheint in der Art der Frakturversorgung zu liegen,

die bei Extensionen in der Regel mit Pflasterstreckverbänden erfolgt, um durch Drähte keine Verletzungen in Epiphyse-n-fugen zu setzen. Die beiden hier gemessenen Kinder hatten axiale Drahtstifte in Fingern. Beim Alter bis 39 Jahre liegt der Anteil der Männer deutlich über dem der Frauen (Faktor 2-3), was wohl in der unterschiedlichen Mentalität begründet liegt. Die Zahl der Frauen ist bis zum Alter von 49 Jahren etwa konstant. Bei Männern sinkt die Zahl der Verletzungen signifikant um den Faktor 3, gegenüber der Altersgruppen bis 39 Jahren. Der relative und absolute Anteil der Männer bis zum Alter von 89 Jahren sinkt kontinuierlich ab, während der der Frauen sprunghaft ansteigt. Hierfür scheinen zwei Gründe maßgebend zu sein. Einmal besitzen Frauen eine etwas längere Lebenserwartung und zum anderen, wahrscheinlich der wichtigere Grund, sind Frauen aufgrund ihrer Hormonstruktur im Alter anfälliger für Osteoporose und damit für Frakturen. Am deutlichsten zeigt dies die Gruppe der 70-79 jährigen, in der die Frauen 9 mal mehr durch Osteosynthese versorgt werden müssen als Männer. Bei der Gruppe der 80-89 jährigen scheinen die Männer für Frakturen ebenso anfällig zu sein, wie Frauen.

2. Untersuchungen an Tieren

a) Problemstellung

Die Untersuchungen wurden durchgeführt, um Aussagen machen zu können, wie sich die Potentialdifferenzen bei implantierten Allenthesen unter dem Integument verhalten, nachdem bei allen Messungen an Patienten die Metallimplantate frei zugänglich waren. Für Wiederholungsmessungen mußte mit speziellen Elektroden die bedeckende Haut durchstoßen werden, um die Spannungen direkt ableiten zu können. Dieser Eingriff sollte Patienten erspart bleiben.

b) Material und Methode

Für die Implantation wurden 4-Lochplatten aus der Fingerchirurgie, Draht für Umschlingungen mit 0,6 mm $\emptyset$, rush pins mit 2,2 mm $\emptyset$ und Längen von 20 - 35 mm, verwendet. Alle Materialien waren aus V4A. Die zusätzlich implantierten Silberamalgam-Plomben stammten aus der Universitäts-Zahnklinik, München. Folgende Tabelle zeigt die Materialkombinationen, wie sie auf 14 Kaninchen verteilt wurden:

1. Platte / Drahtumschlingung
2. Platte / Amalgam
3. rush pin / Amalgam
4. Drahtumschlingung / Drahtumschlingung
5. rush pin / rush pin
6. rush pin / Drahtumschlingung

Tab. 15: In Kaninchen implantierte Materialkombinationen

Unter einer Pentothal^R-Narkose, das Präparat wurde in eine Ohrvene injiziert, wurden an bzw. in die Tibiae der Hinterläufe oben aufgeführte Materialien implantiert. Rush pins und Umschlingungsdrähte wurden durch ein aufgebohrtes Loch in die Knochen versenkt. Die Umschlingungsdrähte wurden zuvor zu haarnadelähnlichen Gebilden geformt (Schenkellänge etwa 3 cm). Die Platten wurden angeschraubt.

Unmittelbar nach der Implantation erfolgte die erste Messung,

In der gleichen Reihenfolge wie an Patienten, wurden Spannung, Strom und Widerstand bestimmt. Wiederholungsmessungen wurden im Abstand von 14 Tagen in Äthernarkose durchgeführt. Die dabei verwendeten Elektroden waren Injektionsnadeln No 1, die bis auf eine etwa 1 mm freie Spitze mit Epoxydharz (Uhu plus^R) isoliert waren, um die Meßwerte durch das Nadelpotential nicht zu verändern. Für die Messung an Drahtumschlingungen wurden chirurgische Nadeln verwendet, die ebenfalls bis auf die Spitze und in der Mitte der Biegung bis auf ein ca. 1,5 mm freies Stück, mit Epoxydharz isoliert waren. Mit einer so präparierten Nadel konnte durch die Ösen der Umschlingungsdrähte gestochen werden und ein elektrisch leitender Kontakt zu diesen hergestellt werden. Folgende Abbildung zeigt die verwendeten Elektroden:

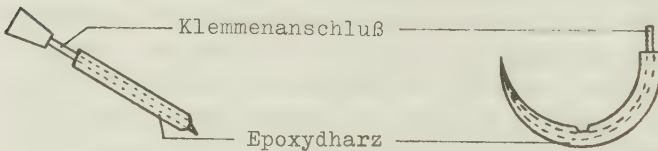


Abb. 16: Im Tierversuch verwendete Nadelelektroden

Chirurgische Nadeln zu benutzen wurde notwendig, nachdem es mit den Injektionsnadeln nahezu unmöglich war, die 0,6 mm dicken Umschlingungsdrähte genau in der Mitte zu treffen um einen guten Kontakt herstellen zu können. Bei den 2,2 mm dicken rush pins war dies bereits gut möglich. Folgende Abbildung zeigt die beiden Elektroden in situ:



Abb. 17: Nadelelektroden in situ

c) Ergebnisse

c1) Einzelmeßwerte

1. Implantation von Platte (-) und Drahtumschlingung (+)

OhrNr.	Gew. kg	Abst. cm	U mV	I /µA	R kΩ	Bemerkungen
160	2,3	18	54	0,5	10	
	2,4		165	2,6	50	
	2,6		210	0,7	40	
	2,85		195	1,9	40	
	3,4		130	1,8	12	
	3,45		120	1,3	6	
	3,5		120	1,5	20	
	3,5		195	2,5	35	
	3,8		145	1,2	18	
	3,8		130	0,9	50	
	3,55		85	0,6	50	Menstruation
	3,5		105	0,6	22	
	3,35		125	0,7	45	
	3,3		16	0,02	80	Messung post mortem (p.m.) nach dem Ausbluten
163	2,5	22	4,1	0,4	5	
	2,6		25	0,9	4,5	p.m. in Äthernarkose
191	2,5	21	1,8	0,34	20	2 Tage postop. Beinbruch

2. Implantation von Platte und Amalgam (-)

112	2,2	19	45	2,0	5,5	
	2,3		180	2,8	3,5	Amalgam herausgebissen, Tod in Narkose
140	4,0	25	110	2,3	3	
	4,1		120	0,7	13	Am. herausgeg., neu einges.
	4,15		290	5,5	100	Tod in Narkose
129	2,3	22	90	8	5,5	2 Tage später gestorben

3. Implantation von rush pin und Amalgam

117	3,5	25	45	2,3	3,6	
	3,6		60	1,5	8	Amalg. herausgeb., Neuimpl.
	3,6		210	3,5	3,5	
	3,75		215	2,5	5,5	
	3,95		240	2,8	4,0	
	4,15		265	3,8	8,5	p.m. in Äthernarkose

4. Implantation zweier Drahtumschlingungen

Ohr-Nr.	Gew. kg	Abst. cm	U mV	I /uA	R kΩ	Bemerkungen
105	4,2	26	50	0,22	20	re. Bein (+)
	4,3		25	0,2	4,5	
	3,9		70	0,8	5,5	
	4,4		75	0,6	7	
	4,5		80	1,0	9,5	
	4,8		140	2,1	6,5	
	4,9		105	0,9	12	
	5,05		25	0,2	15	li. Bein zeigt Eiterbeulen
	5,1		45	0,5	8,0	
	4,9		115	0,95	7	
	4,7		100	1,0	6,5	
	4,6		135	1,05	13	
	4,3		50	0,4	10	p.m. nach Ausbluten
131	3,8	21	8	0,005	15	re. Bein (-)
	4,1		30	0,25	6,5	
	4,15		152	1,4	6,5	
	4,4		56	0,72	18	
	4,35		85	1,7	6,0	
	4,75		54	0,9	15	
	4,45		80	0,75	6,5	
	4,7		16	0,19	9	
	4,6		25	0,7	6,5	
	4,6		65	0,6	4,5	
	4,65		85	0,5	8,5	
	4,6		85	0,65	12	
	4,6		85	0,55	12	
	4,7		26	0,2	9,5	p.m., nach Ausbluten
161	2,4		100	1,2	19	re. Bein (+)
	2,7		100	1,2	8	
	2,6		110	1,7	7	
	2,65		55	0,33	7,5	
	3,0		110	0,9	6,5	
	3,05		85	1,4	7,0	
	3,05		80	1,1	7,0	
	3,3		46	0,6	8,5	
	3,4		45	0,5	6	
	3,1		125	1,05	7	
	3,35		95	1,2	8	
	3,35		95	1,1	15	li. Sprunggel. Eiterentleerg.
	3,5		20	0,04	9	p.m., n. Ausbluten

5. Implantation zweier rush pins

Ohr-Nr.	Gew. kg	Abst. cm	U mV	I μA	R kΩ	Bemerkungen
101	3,8	20	2,5	1,2	5	
	3,9		42	0,25	7	
	4,05		45	0,6	15	
	4,6		40	0,5	6	
	4,9		55	0,7	5,5	
	4,65		65	0,7	6,5	
	5,0	135		1,85	9,5	
	5,25	54		0,33	6	
	5,5	78		0,65	7,5	
	5,65	155		0,7	7,5	Eiterbeulen am linken Sprunggelenk
	5,7	80		0,6	20	
	5,4	135		1,1	25	
	5,7	155		2,5	9,0	
	5,5	48		0,26	10	p.m., n. Ausbluten
122	2,8	19	100	0,62	7,5	re. Bein (+)
	2,75		68	0,35	6,5	
	2,7		95	0,09	65	
	2,7	135		1,1	13	
	2,95	78		0,3	50	
	3,0	124		1,0	15	
	3,0	38		0,8	18	Eiterbeulen am li. Fuß
	3,15	44		0,2	15	
	3,15	70		0,2	15	
	3,25	65		0,2	25	
	3,1	105		0,7	30	
	3,2	145		0,9	50	
	3,15	110		0,4	40	
	3,3	10		0,02	11	p.m. n. Ausbluten

6. Implantation von rush pin und Drahtumschlingung (-)

127	3,8	25	1,2	2,0	10	re. rush pin (+)
	3,9		10	0,23	5	
	4,2		55	0,66	5,5	
	4,6		75	1,3	5,5	
	4,7		75	1,3	6,0	
	4,85		76	1,8	18	
	5,1		68	1,1	8,5	
	5,15	115		1,8	18	
	5,15	95		1,8	7,5	
	4,85	105		0,5	7	
	4,55	115		1,3	15	
	4,4	125		0,8	12	
	4,3	35		0,1	17	Eiterbeulen an allen Pfoten
	4,4	60		0,1	20	p.m. nach Ausbluten

Tab. 16: Einzelwerte der Messungen an Tieren

c2) Statistische Mittelwerte

	U(mV)	I(μ A)	R(k Ω)	Abst. (cm)
1. Platte/Umschlingung	108,0	1,1	29,9	20
2. Platte/Amalgam	139,2	3,6	21,8	22
3. rush pin/ Amalgam	172,5	2,7	5,5	25
4. 2 Umschlingungsdrähte	73,3	0,8	9,4	23
5. 2 rush pins	81,3	0,7	17,9	20
6. rush pin/Umschlingung	72,2	1,1	11,1	25
gesamt	90,9	1,1	15,6	22

Tab. 17: Statistische Mittelwerte der Ergebnisse aus den Untersuchungen an Tieren

d) Diskussion der Ergebnisse

Die Werte sind mit denen, wie sie an Patienten ermittelt wurden nicht vergleichbar. Sämtliche Implantate (V4A und auch Amalgam) waren für die Untersuchungen in die Hinterläufe der Tiere implantiert und von der Haut vollkommen bedeckt.

Dadurch, daß hauptsächlich gleiche Materialien (V4A) verwendet wurden, liegt der Gesamtdurchschnitt der Spannungswerte mit 91 mV sehr niedrig. Der Strom ist mit 1,1 μ A entsprechend erniedrigt. Wie bei den Untersuchungen an Patienten, scheint auch hier der Strom im wesentlichen mit der Spannung zu korrelieren. Obwohl der Abstand zwischen den Implantaten bei den Tieren 22 % des Abstandes der Implantate bei Patienten beträgt, ist der Widerstand nur um 25 % kleiner als bei diesen. Das bedeutet, daß der Widerstand bei den Kaninchen hauptsächlich aus dem das Implantat umgebende Fibrin resultiert.

Bei den Einzelwerten liegen die Spannungen zwischen V4A (Platte und rush pin) / Amalgam mit 139,2 und 172,5 mV am höchsten, wie bei den Messungen an Patienten, deren Höhe von 226,8 mV jedoch nicht erreicht wird. Die Ursache scheint daran zu liegen, daß bei diesem Versuch das Amalgam ebenfalls unter die Haut eines Hinterlaufes implantiert war. Die Korrosion scheint hier schneller als bei Implan-

tation in einen Zahn vor sich zu gehen. Hierfür spricht auch die Tatsache, daß diese Kaninchen das Amalgam jeweils bis zur nächsten Messung herausgebissen hatten, eine Abkapselung durch Fibrin war so nicht möglich. Vermutlich war es durch die hohe Spannung und den folglich relativ hohen Stromfluß (3,6 und 2,7 μ A) zu Juckreiz oder Schmerzen (Metallose) gekommen. Auffallend ist noch, daß diese Kaninchen während der Narkose schneller starben; mit keinem dieser Tiere gelang es, alle 14 Messungen durchzuführen. Ein Tier (Nr. 117) hielt 5 Wiederholungsmessungen durch - die anderen keine oder maximal zwei - nachdem es bei der ersten Wiederholungsmessung ein kleineres Amalgamstück besonders tief implantiert erhielt. Daß die beiden V4A-Teile (Platte und rush pin) gegen Amalgam nicht gleiche Spannungen aufweisen, scheint in ihrer unterschiedlichen Zusammensetzung begründet zu sein. Darauf weist auch der Spannungswert zwischen Platte/Umschlingung hin, der mit 108 mV um 33 - 50 % über den Werten 2 Drahtumschlingungen, 2 rush pins, rush pin/Umschlingung liegt. Rush pin und Umschlingung könnten, da deren Wert bis auf 1,5 - 11,2 % übereinstimmen, eine gleiche Zusammensetzung haben, Vermutlich ist der Grund der unterschiedlichen Zusammensetzung von Platte und den anderen AO-Materialien in der unterschiedlichen Beanspruchung zu sehen. Während bei Platten eine hohe Biege- und Verwindfestigkeit gefordert werden muß, darf ein Draht diese Eigenschaft nicht haben, er muß aber eine hohe Reißfestigkeit aufweisen.

Vergleicht man die letzten drei Spannungswerte (Drahtumschlingung und/oder rush pin) mit dem Wert 49,7 mV, wie er bei gleichen V4A-Extensionsdrähten an Patienten gemessen wurde, fällt die um 50 - 70 % höhere Spannung obiger Materialien auf. Der Grund für diese Differenz ist wahrscheinlich in der unterschiedlichen Implantation zu sehen. Die in den Tierversuchen verwendeten Materialien konnten, dadurch daß sie ganz von Fibrin und Knochen umgeben waren, ein höheres Potential aufbauen, während es bei den mit anderen Metallen (z.B. Bügel des Streckapparates) verbundenen Extensionsdrähten bei Patienten offensichtlich zu teilweisen Entladungen gekommen ist, oder daß es durch die, wenn auch geringen,

Bewegungen an den Extensionsdrähten zu Rissen in der den Draht umgebenden Fibrinschicht kam, wobei immer wieder ein Teil der Ladungen vom Metall in das umgebende Gewebe abfließen konnte.

Die Stromwerte sind mit den Spannungswerten grob korreliert. Bei Amalgam/Platte und rush pin sind sie ungleich höher, was in der relativ leichteren Korrosion von Amalgam zu liegen scheint, nachdem es statt von Dentin von Bindegewebe umgeben war. Obwohl zwischen Platte/Amalgam die Spannung um 18,5 % kleiner ist als zwischen rush pin/Amalgam, ist der Strom um 30 % größer. Die Ursache für den höheren Stromfluß ist in der wesentlich größeren Oberfläche der Platte zu sehen, nachdem die Bildung von Elektronen (und damit von Ionen aus Metallatomen des Implantates) von der Größe der Metalloberfläche abhängt - kann man gleiches Potential voraussetzen. Die anderen Stromwerte differieren im Rahmen der Spannungswerte, bis auf den letzten Wert, der mit 20 - 30 % zu hoch liegt.

Die Widerstandswerte weisen eine zum Teil sehr starke Schwankung auf, bis um den Faktor 5,5. Auffallend ist, daß die Werte am höchsten sind, bei denen Platten implantiert waren. Zwischen Platte/Amalgam ist der Wert um ca. 8 $\text{k}\Omega$ kleiner als zwischen Platte/Umschlingung, was einleuchtet, nachdem sich bei Amalgam, wie schon dargestellt, keine Fibrinschicht bilden konnte. Auf die gleiche Weise lassen sich die 5,5 $\text{k}\Omega$ zwischen rush pin/Amalgam erklären. Aus dem Rahmen fallen lediglich die zuletzt aufgeführten Widerstandswerte, in denen Umschlingungsdrähte beteiligt sind. Speziell zwischen den beiden Umschlingungsdrähten ist der Wert mit 9,4 $\text{k}\Omega$ auffallend klein. Der Wert zwischen rush pin/Umschlingung ist nicht wesentlich erhöht, während der Widerstand der beiden rush pins fast doppelt so groß ist, wie der zwischen den beiden Umschlingungsdrähten. Die Ursache dieser unterschiedlichen Werte ist physikalisch nicht zu erklären. Vielmehr scheint die Ursache in der unterschiedlichen Meßmethodik begründet zu sein: wie in Abbildung 17 dargestellt, wurde mit chirurgischen Nadeln durch die Ösen der haarnadelähnlichen Umschlingungen gestochen. Dies konnte nur erreicht

werden, indem die Nadel mit Kraftaufwendung hin- und herbewegt wurde. Die Epoxydharzisolation erhöhte den Gleitwiderstand. Durch die kräftigen ruckartigen Bewegungen scheint es in den meisten Fällen zu Lockerungen der Umschlingungsdrähte gekommen zu sein, wobei die Fibrinkapsel zerstört wurde und es so zu besserem Kontakt mit dem niederohmigen Bindegewebe kam. Das Resultat war ein niedriger Widerstand und eine etwas kleinere Spannung und in diesem Fall auch etwas erhöhte Stromwerte, vergleicht man die Werte 4 und 6 in Tabelle 17.

Für die Lockerungstheorie spricht ebenfalls der Mittelwert der gesamten ersten Widerstandswerte, der mit 9,9 $\text{k}\Omega$ nur um 0,5 $\text{k}\Omega$ über 9,4 $\text{k}\Omega$ liegt. Die Annahme, daß es sich hier um analoge Verhältnisse handelt, ist erlaubt, da bei der ersten Messung nach Implantation noch ein guter Kontakt zum anliegenden Gewebe anzunehmen war.

Wie angedeutet scheinen die Fibrinschichten um die verschiedenen AO-Materialien verschiedene Widerstandswerte zu besitzen. Wenn man annehmen darf, daß der reine Körperwiderstand bei den Tieren genauso groß ist wie bei Menschen (5,5 $\text{k}\Omega/100\text{ cm}$), ergibt sich für eine Länge von 20 cm ein Wert von 1,1 $\text{k}\Omega$. Nachdem das Amalgam bei jeder Messung neu eingesetzt werden mußte, kann der Wert hier mit Null angenommen werden. Umgerechnet auf die verschiedenen Abstände zwischen 20 und 25 cm, ergeben sich folgende Widerstände für die Fibrinschichten der jeweiligen AO-Materialien:

- | | |
|----------------------------------|-----------------------------|
| 1. Fibrin um Platten | 20,6 $\text{k}\Omega$ |
| 2. Fibrin um rush pins | 4,1 - 8,4 $\text{k}\Omega$ |
| 3. Fibrin um Umschlingungsdrähte | 4,05 - 7,5 $\text{k}\Omega$ |

Tab. 18: Widerstandswerte für Fibrinschichten
um verschiedene AO-Materialien

Entsprechend den Messungen an Patienten sind auch hier die ersten Spannungswerte unmittelbar nach Implantation gemessen, stark erniedrigt. Der Mittelwert beträgt 47,1 mV, verglichen mit 90,9 mV als Gesamtmittelwert.

Interessant erscheint auch der Wert, wie er bei 7 Tieren nach dem Ausbluten gefunden wurde: 35 mV im Mittel.

Dieser Wert liegt 26 % unter dem Anfangswert von 47 mV. Eine Erklärung hierfür zu finden ist schwierig. Vermutlich ist es durch das Ausbluten im anliegenden Gewebe (innerhalb von 10 Minuten) zu einer sehr starken pH-Verschiebung in den sauren Bereich gekommen. Die dabei freigewordenen H^+ -Ionen, die gut diffusibel sind, führten zu einer Reaktion mit den aus dem Implantat ständig freiwerdenden Elektronen. Die auf diese Weise abgebundenen Elektronen konnten offensichtlich nicht in der gleichen Geschwindigkeit aus dem Implantat nachgeliefert werden. Die Folge war ein Absinken des Potentials. Der Kurvenverlauf entsprach hier anscheinend dem in Kapitel "Potential-Zeit-Messung", in dem ebenfalls ein sehr starkes H^+ -Ionenangebot (1m HCl-Lösung) herrschte.

Für die rasche Übersäuerung des Gewebes nach dem Ausbluten spricht die Feststellung bei den Tieren Nr. 163, 112, 140 und 117, die in Narkose starben, bei denen trotzdem eine Messung durchgeführt wurde. Durch das sich noch bei diesen Tieren im Körper befindliche Blut, kann durch den an das Blut gebundenen Sauerstoff und die Albumine, die als Puffer wirken, der pH-Wert vermutlich über längere Zeit aufrechterhalten werden, wodurch die Potentiale an den Implantaten entsprechend stabil bleiben. Die bei diesen Tieren so gemessenen Spannungswerte (190 mV im Mittel) liegen alle über den davor gemessenen Werten (102 mV im Mittel), d.h. diese Werte entsprechen der normalen Tendenz bei Zeitmessungen - die am Anfang gemessene kleine Spannung steigt im Verlauf von Wochen auf den Maximalwert.

Weiter fällt beim Betrachten von Tabelle 16 auf, daß von 7 Kaninchen, die die gesamte Versuchsdauer überlebten, 5 Tiere (Nr. 105, 161, 101, 122, 127) im Laufe der Zeit Eiterbeulen an den Füßen (an Sprunggelenk und Zehen) entwickelten. Auf einen Spannungsmittelwert wurde hier verzichtet, nachdem die Werte nicht exakt einzuordnen sind. Man erkennt aber beim Betrachten der Einzelwerte, daß diese erheblich unter dem Durchschnitt liegen und zum Teil stark schwanken. Die Entstehung der Beulen liegt zwischen der 12. und 18. Woche nach Versuchsbeginn.

Bei den Tieren mit den Nummern 160 und 131 zeigten die gemessenen Werte keine großen Schwankungen - hier konnten auch keine makroskopischen Veränderungen beobachtet werden. Diese Feststellung stimmt mit Ergebnissen bei Patienten überein, wo sich ebenfalls zeigte, daß bei Beschwerdelosigkeit die Spannungswerte kaum differierten, bzw. eine leicht steigende Tendenz aufwiesen.

Beim Entfernen der Implantate am Ende des Versuches (28 Wochen) konnte an den Knochen makroskopisch keine Veränderungen festgestellt werden.

Tabellarische Zusammenfassung der in-vivo-Untersuchungen

1. Spannungswerte

a) Die Spannung zwischen zwei Metallimplantaten hängt ab:

1. von der Zusammensetzung der Implantate
2. von der Potentialdifferenz
3. vom umgebenden Elektrolyten
4. von der Implantationsdauer
5. von der Oberflächenbeschaffenheit
6. vom Zustand der umgebenden Fibrinhülle

b) Relativ höhere Werte sind zu erwarten :

1. mit zunehmender Implantationsdauer
2. bei großen Potentialdifferenzen
3. bei rauher Oberfläche des Implantates
4. bei starker Abweichung der Zusammensetzung
5. wenn das Implantat vollkommen mit Fibrin umgeben ist

c) Relativ niederere Werte sind zu erwarten:

1. unmittelbar nach Implantation
2. bei Infektion oder Entzündung am Implantat
3. bei extremer Senkung des pH-Wertes
4. bei Implantaten mit gleicher Zusammensetzung
5. bei polierter Oberfläche des Implantates

2. Stromwerte

a) Der Stromfluß zwischen zwei Metallimplantaten hängt ab:

1. von der Größe des Implantates
2. vom das Implantat umgebenden Milieu
3. von der Implantationsdauer
4. von der Größe der Potentialdifferenz
5. vom Zustand der umgebenden Fibrinkapsel
6. von der Oberflächenbeschaffenheit des Implantates

b) Relativ höhere Werte sind zu erwarten:

1. bei großer Potentialdifferenz
2. bei großer Implantatoberfläche
3. kurz nach Implantation
4. bei rauher Oberfläche
5. bei zerstörter Fibrinkapsel

c) Relativ niederere Werte sind zu erwarten:

1. bei kleiner Potentialdifferenz
2. bei kleiner Oberfläche
3. bei längerer Implantationsdauer
4. bei polierter Oberfläche
5. bei intakter Fibrinkapsel

3. Widerstandswerte

a) Der Widerstand zwischen zwei Metallimplantaten hängt ab:

1. vom Abstand der Implantate
2. von der Implantationsdauer
3. vom Zustand der das Implantat umgebenden Fibrinkapsel

b) Relativ höhere Werte sind zu erwarten:

1. mit zunehmendem Abstand der Implantate
2. mit zunehmender Implantationsdauer
3. mit dicker werdender Fibrinkapsel

c) Relativ niederere Werte sind zu erwarten:

1. mit kleiner werdendem Abstand
2. bei oder kurz nach Implantation
3. bei Zerstörung der umgebenden Fibrinkapsel

C) Metallose

Mit vorliegender Arbeit kann das Kapitel der Metallose nicht umgangen werden, nachdem beide Erscheinungen - elektrochemisches Potential und magnetisches Verhalten - auf das engste mit dieser in Verbindung zu stehen scheinen.

Unter Metallose versteht man allgemein einen örtlichen Gewebeschaden, auch einen des Knochenregenerates, der auf die Anwesenheit eines Metalls zurückzuführen ist (17,21,30).

Der Stärkegrad einer Metallose hängt von der entzündlichen Reaktion und der Korrosion - sowie des magnetischen Verhaltens - des Metalls ab. Zwischen diesen Parametern besteht eine deutliche Korrelation.

Die bei der Korrosion freiwerdenden Metallionen werden aufgrund ihres magnetischen Verhaltens - und durch das der Allenthesen - in der Regel angezogen bzw. festgehalten. Ein Abtransport und eine Ausscheidung durch das Blut, bzw. durch die Extrazellulärflüssigkeit wird dadurch nicht mehr möglich. Je stärker der paramagnetische Charakter eines Ions oder Atoms ist, umso mehr wird es von der Allenthesen festgehalten und in einem Abstand von bis zu 5 cm um diese in die Gewebezellen eingebaut. Die pathologischen Konzentrationserhöhungen von Eisen, Chrom, Cobalt, Nickel und Molybdän und die Konzentrationsabnahme von Zink, Kalzium, Phosphat und Magnesium sind nicht unbedeutend für die Reaktion des Gewebes. Nachdem Nickel gleichzeitig das giftigste unter den in AO-Materialien enthaltenen Stoffen ist (17,18), entspräche das nickelfreie Vitallium eher den von der AO gesetzten Kautelen.

Eine Feststellung scheint noch wert aufgeführt zu werden: wiederholt gaben Patienten auf eigenes Befragen hin an, daß es nach Implantation der Allenthesen zu einer mehr oder weniger starken Sensibilitätsstörung der Haut (distal vom Implantat) und zu einem "Einschlafen" der betreffenden Extremität gekommen sei, was sich nach Entfernung des Implantates bald wieder zurückbildete. Die hierfür verantwortlichen Nervenfasern sind den Typen III und IV (C) zuzuordnen (Fasern für Druckschmerz). Ihre Durchmesser liegen bei 3 μ m und

<1 μ m. Vor allem scheinen die markarmen, langsam leitenden Fasern vom Typ C beteiligt zu sein. Die postganglionären, die Arterien innervierenden Fasern des Nervus sympathicus, weisen ebenfalls Durchmesser von 1-2 μ m auf und können daher zur Fasergruppe IV gerechnet werden (12). Das im Zellinneren negative Membranpotential dieser Fasern von -50 mV wird wahrscheinlich durch das viel höhere, in der Regel positive, Potential der Allenthese gestört. Dabei dürfte es zu einer Dauerdepolarisation an der Membran der Nervenfaser kommen. Ein von der Peripherie ankommender Impuls wird an einer solchen Stelle nicht mehr weitergeleitet, weil sich die Nervenfaser an dieser Stelle nicht repolarisiert.

Das magnetische Verhalten einer Allenthese kann hierfür mitverantwortlich gemacht werden, nachdem es zu stark veränderten Ionenkonzentrationen kommt, die ihrerseits das Membranpotential stören. Die aus der Allenthese stammenden Stoffe reichern sich an und führen zu Vergiftungen des anliegenden Gewebes. Die physiologischen Substanzen Zink und Magnesium, die für enzymatische Vorgänge unerlässlich sind, werden aus der Umgebung des Implantates verdrängt.

Von den Enzymen scheint vor allem die in elektrisch aktiven Organen (Muskulatur und Nerven) vorkommende Kreatin-Kinase betroffen zu sein. Das für die Bereitstellung von energiereichem Phosphokreatin verantwortliche Enzym ist gegenüber inaktivierenden Einflüssen, wie Metallionen, sehr empfindlich (3,23), nachdem es zwei reaktive Zentren mit SH-Gruppen besitzt.

Die für das Membranpotential notwendigen Ionen K^+ und Na^+ zeigen ebenfalls, wenn auch geringes, diamagnetisches Verhalten, so daß anzunehmen ist, daß sie nicht nur aus dem Axon der Nervenzelle verdrängt werden, sondern auch aus den anderen, das Implantat umgebenden Zellen, wobei denkbar ist, daß es bei diesen Zellen zu Störungen oder zum Zusammenbruch des Membranpotentials kommt.

Wie schon früher im Kapitel "Magnetische Untersuchungen" dargestellt, besitzt gasförmiger Sauerstoff ein erhebliches paramagnetisches Moment. Es liegt nahe, daß es durch Anreicherung dieses Gases um Implantate zu einem mehr oder

starken oxidativen Milieu kommt. Ob die grünen und rotbraunen Ablagerungen um manche Bohrlöcher, nach Entfernen der Allenthesen, Oxide der aus dem Metall gelösten Ionen sind, bedarf der näheren Untersuchung.

Eine weitere Folge einer Reaktion bei implantierten Metallen in Unterschenkeln scheint

Das Tibialis-anterior-Syndrom

zu sein (8). Hierbei handelt es sich um eine schmerzhaft motorische Fußheberparese mit Sensibilitätsverlust über der ersten Digitalfalte. Die sich in der Tibialis-anterior-Loge befindlichen Muskeln (M. tib. ant., M. ext. digit. long., M. ext. hall. long.), der Nervus peron. prof. und die Arteria tib. ant. werden durch ein Ödem komprimiert. Ohne Druckentlastung (Incision der Logenfascie) kommt es nach einigen Wochen zu einer vollständigen Lähmung dieser Muskeln. Im Gegensatz zur Peroneusparesis besteht kein Fallfuß, da die ischämische Nekrose zu einer starren Fixation der Muskulatur in der Loge führt. Ohne Therapie bleibt der Fuß in Rechtwinkelstellung fixiert.

Zu dem Syndrom kommt es nur, wenn die Tibialis-muskulatur vor der Osteosynthese ungewöhnlich stark, etwa beim Schifahren, beansprucht wurde. Die ersten Anzeichen treten nach dem 2.-5. postoperativen Tag auf.

Als Hauptursache für diesen Vorgang sehen HEIM und GRETE (8) die Acidose der in der Loge befindlichen Muskulatur. Infolge der Acidose kommt es zum Austritt von Ödemflüssigkeit, was eine Störung der Mikrozirkulation verursacht, was wiederum einen weiteren pH-Abfall bewirkt.

Diese Erklärung gibt keine Antwort darauf, warum die Schwellung der Muskulatur nur nach Osteosynthese auftritt, bzw. nicht auftritt, wenn eine Tibiafraktur nicht operativ versorgt wird.

Mit den in dieser Arbeit gewonnenen Fakten läßt sich das Entstehen des Tibialis-anterior-Syndromes nach Osteosynthese wie folgt erklären:

Durch das elektrochemische Potential des Implantates kommt es, wie früher schon dargestellt, zu einer Irritation der Nervenfasern vom Typ C und somit zu einer Dysregulation des

die Gefäße innervierenden Nervus sympathicus, sowie der sensiblen Nervenfasern. Klinisch äußert sich die Irritation dieser Fasern oft im Fehlen der Pulsation der Arteria dorsalis pedis und im Sensibilitätsverlust über der ersten Digitalfalte. Die Dilatation der Gefäße (Pseudohyperämisierung) scheint dabei um so größer zu sein, je stärker die herrschende Acidose des Gewebes ist.

STROMME (32) fand, daß nach starker Belastung der Beine, wie etwa beim Schifahren, der Zinkgehalt im Serum um durchschnittlich 19 % (Höchstwert 53 %) ansteigt, entnimmt man sofort nach der Belastung Blut für die Untersuchung. Der Autor nimmt an, daß das Metallion aus der Skelettmuskulatur stammt, nachdem die Konzentration in den Erythrozyten, die bis zu 88 % des gesamten Zinkes im Blut enthalten, unverändert bleibt.

Überträgt man diese Beobachtung auf das Ergebnis von HEIM und GRETE und auf das Ergebnis vorliegender Arbeit, läßt sich folgern, daß das nach starker Belastung aus der Muskulatur gelöste Zink nach Osteosynthese mit V4A nicht mehr in seine ursprünglichen Bestimmungsorte eingebaut werden kann - ja sogar noch weiter gelöst wird. Die Folge ist eine Störung elektrisch ablaufender Prozesse in diesem Bereich, sei es die Regulation der Gefäßwände oder die Störung der Enzymsysteme oder die Störung der Proteinsynthese (32).

Wenn sämtliche in der Muskelloge befindlichen Gefäße dilatieren, kommt es, unterstützt durch die ausgetretene Ödemflüssigkeit, die den vorgegebenen Logenraum verkleinern hilft, zu einer Druckerhöhung, die arterielle Werte erreicht. Es scheint wahrscheinlich, daß die das Blut abführenden Venen dabei komprimiert werden, wobei es zu einem vermehrten Blutstau kommt, der der acidotischen Stoffwechsellage weiteren Vorschub leistet. Unter der Druckerhöhung und pH-Verschiebung scheinen nicht nur die Muskelzellen zu nekrotisieren, sondern auch der Nervus peron. prof., wobei es bei diesem nach einigen Wochen zu einer vollständigen und irreversiblen Schädigung kommt.

D) Kurze Zusammenfassung

Durch experimentelle und klinische Untersuchungen konnte gezeigt werden, daß zwischen zwei gleichen oder verschiedenen Legierungsmetallen eine Potentialdifferenz meßbar ist.

In-vitro-Messungen führten zu dem Ergebnis, daß zwischen zwei gleichen AO-Materialien (V4A) eine elektrische Spannung meßbar ist, die bei neuen, ungebrauchten Metallen wesentlich kleiner ist, als zwischen bereits implantiert gewesenen.

Durch magnetische Untersuchungen an verschiedenen AO-Materialien konnte das Ergebnis anderer Autoren erklärt werden, wonach verschiedene Ionen um V4A angereichert, während andere verdünnt werden. Eigenen Messungen zufolge ist jedes AO-Metall ein Magnet, wobei die Stärke trotz gleicher Zusammensetzung zum Teil erheblich variiert. Auf Grund dieser Ergebnisse wäre auch eine Erklärung für die Lockerung von Knochenschrauben möglich, weil Kalziumphosphat um diese Teile aus dem Osteoid verschwindet.

Potentialvergleichsmessungen zwischen Vitallium und V4A erbrachten bei V4A eine Zerstörung der Passivschicht, was sich in einem negativen Dauerpotential äußerte. Bei Vitallium war der Spannungsabfall erheblich geringer und blieb, im noch positiven Bereich, stabil.

Bei den klinischen Untersuchungen wurden Potentialdifferenzen zwischen frei zugänglichen Osteosynthesen-Metallen und zahnprothetischen Materialien bestimmt. Bezüglich der Art des zahnprothetischen Metalls und dem AO-Material ließen sich verschiedene Spannungswerte ermitteln. Während das AO-Metall (V4A) gegenüber Amalgam edleren Charakter besitzt, verhält es sich gegenüber Goldkronen umgekehrt.

Bei Implantation zweier gleicher Metalle in eine Extremität war das distal gelegene gegenüber dem proximalen immer negativ geladen.

Zwischen der Dauer der Implantation des AO-Metalls und der elektrischen Spannung konnte ein charakteristischer Verlauf dargestellt werden. Nach Implantation eines Metalls ist die Potentialdifferenz (Spannung) am niedrigsten. Im Verlauf einer Woche steigt der Wert an, um nach 8-14 Tagen den End-

wert zu erreichen. Schmerzen, Entzündung und Infektion am Implantat lassen den Wert sinken. Bei Eiterungen kann der Ausgangswert nahezu wieder erreicht werden und zwar schon eine Woche vor dem klinisch sichtbaren Bild.

Bei der Messung des durch die Metalle abgegebenen Stromes kam es ebenfalls zu einem charakteristischen Verlauf. Der relativ hohe Anfangswert fiel innerhalb von 1-2 Minuten auf einen Endwert ab, wobei der Abfall in den ersten 10 Sekunden am stärksten war.

Durch die verschiedenen Meßkombinationen ergaben sich rechnerisch für die verschiedenen Schichten (Zahnkanal, Körpergewebe, Fibrin um Implantate), die die Metalle trennten, verschiedene Widerstandswerte.

Tierversuche führten zu dem Ergebnis, daß bei völlig von der Haut bedeckten, gleichen Implantaten, die Spannung etwa doppelt so hoch liegt, wie bei Implantaten, die mit extrakorporalen Metallen in Verbindung stehen. Auch in diesem Versuch lag der erste Durchschnittswert wesentlich unter dem Gesamtdurchschnitt. Ebenso lag die Spannung nach dem Ausbluten einiger Tiere erheblich unter dem Gesamtdurchschnitt.

An dieser Stelle möchte ich Herrn Priv.-Doz. Dr. R. Bedacht für die freundliche Überlassung des Themas und seine stete Hilfsbereitschaft bei der Durchführung meiner Arbeit aufrichtig danken.

Ebenso gilt mein Dank Herrn Prof. Dr. G. Heberer, dem Direktor der Chirurgischen Klinik der Universität München, für die Möglichkeit, an seiner Klinik arbeiten zu dürfen.

Auch Herrn Dr. G. Winstel von der Firma Siemens AG möchte ich für die zur Verfügung gestellten Meßinstrumente danken.

LITERATURVERZEICHNIS

1. ALLGÖWER, M., SEGMÜLLER, G.:
Biochemische Prinzipien bei der Metallverwendung am Knochen.
Handbuch d. plast. Chir., Bd. I/16, Hg.: Gohrbandt, de Gruyter, Berlin(1965)
2. BLICKLE, M.: Messungen von Potentialen an Metallen in der Mundhöhle.
Diss., München (1969)
3. DAWSON, D. M., FINE, I. H.: Creatine Kinase in Human Tissues.
Arch. Neurol. (Chicago), 16: 175 (1967)
4. FINKELNBURG, W.: Einführung in die Atomphysik.
Springer, Berlin(1964)
5. FRIEDENBERG, T., BRIGHTON,: Frakturen: Schnelle Heilung.
Selecta, 48: 3853 (1971)
6. GEIGY: Wissenschaftliche Tabellen, 7. A., 228-241, 493, 513-518, 562
7. GERTHSEN, C.: Physik. Springer, Berlin (1963)
8. HEIM, U., GRETE, W.: Das Tibialis-anterior-Syndrom nach Osteosynthese am Unterschenkel.
Helv. chir. Acta, 39: 667 (1972)
9. HOAR, T. P., MEARS, D.C.: Corrosion-resistant alloys in chloride solutions: materials for surgical implants. Proc. roy. Soc. 294: 486 (1966)
10. HOLLEMAN-WIBERG: Lehrbuch der anorganischen Chemie de Gruyter, Berlin (1964)

11. HURTIG, K. G.: Messungen elektrischer Spannungen in der Mundhöhle und ihre Bedeutung für die konservierende Zahnheilkunde.
Dissertation, München (1957)
12. KEIDEL, W. D.: Lehrbuch der Physiologie
Thieme, Stuttgart (1970)
13. KERN, E.: Metallose. Dt. med. Wschr., 20: 423 (1970)
14. KRUPP AG: Nirosta^R-Stähle, Techn. Mitteil. Nr. S.38d867
15. KRUPP AG: private Mitteilung unter Nr. AV 4376/71
wu,hsd,sz, Dr. Rüdiger, Dr. Hirschfeld (1971)
16. v. LÜDINGHAUSEN, M., MEISTER, P., ROSSMANN, E.,
GÜCKEL, W.: Spektralanalytische und radiochemische Untersuchungen bei Metallose.
Verh. Dt. Ges. Path., 54: 414 (1970)
17. v. LÜDINGHAUSEN, M., MEISTER, P., PROBST, J.:
Osteosynthese und Metallose.
Die Med. Welt, 44: 1913 (1970)
18. LUX, F., ZEISLER, R.: Instrumentelle Multi-Element-Aktivierungsanalyse von biologischem Gewebe und ihre Anwendung zur Metallose-Untersuchung.
Z. Anal. Chem., 261: 314 (1972)
19. MARXKORS, R.: Elektrochemische Vorgänge an metallischen Fremdstoffen im Munde.
Das Dt. Zahnärzteblatt, 19: 228ff, 260ff, 358ff, 392ff, 419ff (1965)
20. MASCHINSKI, G.: Potentialmessung an Metallen in der Mundhöhle. Zahnärztl. Praxis, 3: 28 (1970)
21. MUMMENTHALER, M.: Neurologie, Thieme, Stuttgart (1969)

22. MUMMENTHALER, M., und Mitarb.: Das Tibialis-anterior-Syndrom, Fußheberparese auf vaskulärer Grundlage. Schweiz. Arch. Neurol. Psychiat., 86: 137 (1960)
23. RASSNER, G.: Kreatin-Kinase-Mangel der Epidermis bei Psoriasis vulgaris.
Arch. Derm. Forsch., 246: 146 (1973)
24. RHEINWALD, U.: Beiträge zur Elektrobiologie der Mundhöhle. Dt. Z.-M.-u. Kieferheilkunde 18: 265 (1953)
25. RÜDIGER, O., HOFFMANN, A., HIRSCHFELD, D.:
Eine neue, titanhaltige Kobalt-Chrom-Dentallegierung. Techn. Mitt. Krupp, Forsch.-Ber. Bd. 28, (1970)
26. SCHRIEVER, W., DIAMOND, E.:
Electromotive forces and electric currents caused by metalling dental fillings.
J. of Dent. Res., 31: 205 (1952)
27. SCHUSTER, J.: Metallurgische Probleme in der Knochenchirurgie. MMW, 36: 1590 (1970)
28. SCHUSTER, J.: Dauerschwingbrüche bei Allenthesen.
Langenbecks Arch. f. Chir., 325: 832 (1970)
29. SCHUSTER, J.: Metallurgische Untersuchungen von Osteosynthesematerial aus V4A-Stahl.
Mschr. Unfallheilk. 73: 13 (1970)
30. SCHUSTER, J., MARQUART, K.-H.: Feinstruktur-Untersuchungen zur Metallose bei V4A-Stahl-Allenthesen.
Münch. med. Wschr., 19: 116 (1974)
31. Stahleinsatzliste des Ver. Dt. Eisenhüttenleute
Verl. Stahlschlüssel, Marbach, 430-466 (1966)

32. STROMME, S. B.: Zinkgehalt im Serum steigt unter Belastung deutlich an.
Med. Trib. 24 (1973), Kongreßbericht
33. WEAST, R. C.: Handbook of Chemistry and Physics
The Chemical Rubber Co, Cleveland Ohio (1970)
34. WEIGERT, M.: Beschleunigung der knöchernen Heilung von Osteotomien durch elektrischen Strom.
Med. Trib., 42: 1ff, 43ff (1971)
35. WEIGERT, M.: Knochenheilung durch Elektrostimulation beschleunigt.
Med. Trib., 44: 18 (1971)
36. WEISMAN, S.: Metallic Implants - Trends and Developments. Product Bulletin, Howmet Corporation - Medical Division, Rutherford, New Jersey (1971)

Lebenslauf

Am 29. Dezember 1942 wurde ich, Franz Wassermann als l  tztes von vier Kindern des Landwirtes und Bürgermeisters Xaver Wassermann und seiner Ehefrau Anna, geb. Strobel, in Winzer, Krs. Krumbach/ Schwaben geboren.

Von 1948 - 1956 besuchte ich die Volksschule in Winzer, danach drei Jahre die Mittelschule in Krumbach, deren Abschlußprüfung ich 1959 erfolgreich bestand.

Im März 1955 starb mein Vater an einer Lungenembolie.

Bis 1961 war ich in verschiedenen Firmen der chemischen und pharmazeutischen Industrie in Krumbach und Illertissen als Praktikant tätig, um danach die Chemiefachschule Dr. Erwin Elhardt in München zu besuchen, deren Abschlußprüfung ich nach vier Semestern ablegte.

Von 1963 bis 1967 arbeitete ich in München bei der Firma Siemens AG als Chemotechniker im Forschungslaboratorium auf dem Gebiet der Halbleiterentwicklung, wo mir sieben Erfindungen patentiert wurden.

Neben dieser Tätigkeit besuchte ich ab 1964 das Städtische Abendgymnasium in München; 1968 schloß ich die Schule mit dem Abitur ab.

Im Oktober 1968 immatrikulierte ich mich an der Universität in München um Medizin zu studieren. Nach elf Semestern legte ich im Juni 1974 das Medizinische Staatsexamen ab.

Im Juli 1972 heiratete ich meine Kollegin Uta, geb. Heede.

